



Optimaalisten kuvausarvojen määrittäminen Damaged Debbie -phantomnukelle

Toiminnallinen opinnäytetyö natiivikuvantamisesta

Radiografian ja sädehoidon
koulutusohjelma,
röntgenhoitaja
Opinnäytetyö
15.11.2010

Ulla Torkkola
Hanna Virta

Koulutusohjelma		Suuntautumisvaihtoehto	
Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma			
Tekijä/Tekijät			
Ulla Torkkola ja Hanna Virta			
Työn nimi			
Optimaalisten kuvausarvojen määrittäminen Damaged Debbie -phantomnukelle: Toiminnallinen opinnäytetyö natiivikuvantamisesta			
Työn laji	Aika	Sivumäärä	
Opinnäytetyö	Syksy 2010	28 + 7 liitettä	
TIIVISTELMÄ			
<p>Opinnäytetyömme toteutettiin toiminnallisena opinnäytetyönä yhteistyössä Metropolia Ammattikorkeakoulun kanssa. Oppilaitoksessa röntgenhoitajaopiskelijat harjoittelevat käytännön taitoja natiivikuvantamislaboratoriossa phantomnukan avulla. Tarkoituksenamme oli tuottaa oppimateriaalia helpottamaan ja kehittämään tuntityöskentelyn sujuvuutta. Työmme on rajattu koskemaan digitaalista levykuvantamista. Määritimme optimaaliset kuvausarvot ja tuotimme kuvantamisohjekirjan Damaged Debbie -phantomnukelle, koska vastaavaa materiaalia ei ole ollut saatavilla. Oppimateriaali tarjoaa mahdollisuuden keskittyä optimaalisten kuvausarvojen etsimisen sijasta muihin kuvausteknisiin seikkoihin.</p> <p>Produkti koostuu kaikista mahdollisista kuvausprojektioista, jotka voidaan sujuvasti toteuttaa koulun phantomnukella. Luomamme teos sisältää asettelukuvia, kuvauksen suorittamiseksi tarvittavat optimiparametrit sekä hyvän kuvan kriteerit. Lisäksi liitimme mukaan malliröntgenkuvia, joihin merkitsimme mahdollisia traumaattisia löydöksiä.</p> <p>Kirjallisen tuotoksen alkuosa muodostuu teoriaosasta, jossa käsitellään röntgensäteily ja sen tuottaminen, digitaalinen levykuvantaminen ja kuvanmuodostus, kuvanlaatu ja siihen vaikuttavat tekijät sekä säteilyn käyttöä ohjaavat periaatteet. Loppuosa koostuu opinnäytetyöprosessin sekä toiminnallisen osan toteutuksen kuvaamisesta. Opinnäytetyötämme voidaan hyödyntää laboraatioiden lisäksi natiivikuvantamisen kertausmateriaalina, ja se soveltuu hyvin myös itseopiskeluun.</p>			
Avainsanat			
radiografia, natiivikuvantaminen, optimointi, phantom, röntgen			

Degree Programme in		Degree
Radiography and Radiotherapy		Bachelor of Health Care
Author/Authors		
Ulla Torkkola and Hanna Virta		
Title		
Determining Optimal Values for Damaged Debbie Phantom in General X-Ray Imaging		
Type of Work	Date	Pages
Final Project	Autumn 2010	28+7 appendices
<p>ABSTRACT</p> <p>This final project was carried out as a functional study in co-operation with Metropolia University of Applied Sciences. During their schooling, radiographer students practise their skills in general x-ray imaging by using a phantom. The purpose of this project was to provide study material which could be used to ease the learning process. We determined the optimal manual adjustment values and produced a guide book for a Damaged Debbie phantom. The use of the guide book enables the students to concentrate on improving their practical skills instead of focusing on less important matters. The guide book can be used as a positioning guide for the phantom. It also includes pictures of correct positioning and example x-ray images, manual adjustment values and criteria for good radiographic images. The written part of the final project includes both theoretical and functional sections. This study can also be used as revision material and it is suitable for independent studies.</p>		
Keywords		
radiography, general x-ray, optimization, phantom		

SISÄLLYS

1	JOHDANTO	1
2	RÖNTGENSÄTEILY JA SEN TUOTTAMINEN	2
2.1	Röntgensäteily	2
2.2	Röntgensäteilyn syntyminen	3
2.3	Röntgensäteilyn ja aineen vuorovaikutukset	4
2.4	Röntgenputki ja -generaattori	5
3	DIGITAALINEN LEVYKUVANTAMINEN JA KUVANMUODOSTUS	7
3.1	Röntgentutkimuslaitteet	8
3.2	Kuvalevyt	8
3.3	Kuvanmuodostus	9
3.4	Kuvankäsittely	10
3.5	Annosindikaattorit	11
4	KUVANLAATU JA SIIHEN VAIKUTTAVAT TEKIJÄT	12
4.1	Kontrasti	13
4.2	Terävyys	14
4.3	Kohina	14
4.4	Muut kuvanlaatuun vaikuttavat tekijät	15
5	SÄTEILYN KÄYTTÖÄ OHJAAVAT PERIAATTEET	15
6	TOIMINNALLINEN OPINNÄYTETYÖ	16
7	OPINNÄYTETYÖN ETENEMINEN	17
8	OPTIMAALISTEN KUVAUSARVOJEN MÄÄRITTÄMINEN	18
8.1	Damaged Debbie -phantomnukke	19
8.2	Käytetty laitteisto	20
8.3	Kuvanmuodostus ja optimointi Fujifilmin laitteistolla	21
8.4	Menetelmä	22
9	PRODUKTI	23
10	POHDINTA	23
	LÄHTEET	28

LIITTEET	1 Tiedonkeruuohje laboraatiokursseille
	2 Lupa-anomus
	3 Prosessin eteneminen
	4 Kuvausarvotaulukko
	5 Produktin mallisivu
	6 Kuvausarvojen vertailutaulukko
	7 Asetteluopas Damaged Debbie -phantomnukelle (CD-ROM)

1 JOHDANTO

Tämä opinnäytetyö on toteutettu toiminnallisena opinnäytetyönä yhteistyössä Metropolia Ammattikorkeakoulun kanssa ja rajattu koskemaan digitaalista levykuvantamista. Tarkoituksenamme oli määrittää optimaaliset kuvausarvot Damaged Debbie -phantomnukelle ja tuottaa kansiomallinen kuvantamisopas kyseiselle phantomille. Oppilaitoksessa röntgenhoitajaopiskelijat harjoittelevat käytännön taitoja natiivikuvantamislaboratoriossa phantomnukan avulla. Oppimateriaalin tarkoitus on helpottaa ja kehittää tuntityöskentelyn sujuvuutta. Määritimme optimaaliset kuvausarvot ja tuotimme kuvantamisohjekirjan Damaged Debbie -phantomnukelle, koska vastaavaa materiaalia ei ole ollut saatavilla. Oppimateriaali tarjoaa opiskelijoille mahdollisuuden keskittyä optimaalisten kuvausarvojen etsimisen sijasta muihin kuvausteknisiin seikkoihin.

Opinnäytetyötämme voidaan hyödyntää laboraatioiden lisäksi natiivikuvantamisen kertaustamateriaalina, ja se soveltuu hyvin myös itseopiskeluun. Kirjallisen tuotoksen alkuosa muodostuu teoriaosasta, jossa käsitellään röntgensäteilyä ja sen tuottamista, digitaalista levykuvantamista ja kuvanmuodostusta, kuvanlaatua ja siihen vaikuttavia tekijöitä sekä säteilyn käyttöä ohjaavia periaatteita. Loppuosa koostuu opinnäytetyöprosessin sekä toiminnallisen osan toteutuksen kuvaamisesta. Tekemämme kuvantamisohjekirja koostuu kaikista mahdollisista kuvausprojektioista, jotka voidaan sujuvasti toteuttaa koulun phantomnukella. Asetteluopas koostuu kuvausarvotaulukosta, asetteluoppaan sivuista sekä malliröntgenkuvista. Teimme asetteluoppaan sivuista mahdollisimman selkeitä, informatiivisia ja helppolukuisia. Jokainen projektiio on esitetty omalla sivullaan selkeän asettelukuvan kanssa. Malliröntgenkuvien avulla voi halutessaan syventää anatomian osaamistaan ja kehittää röntgenkuvan katselutaitojaan.

Toiminnallisen opinnäytetyön toteuttaminen on kokonaisvaltainen oppimisprosessi, joka antaa tekijälleen monipuolisia valmiuksia ja tukee ammatillista kasvua. Prosessin läpikäyminen on antanut meille paljon, ja toivomme sen hyödyttävän myös muita radiografia-alasta kiinnostuneita. Työhömmme on koottu ajantasaista ja suomenkielistä tietoa natiivikuvantamisesta keskittyen digitaaliseen levykuvantamiseen.

2 RÖNTGENSÄTEILY JA SEN TUOTTAMINEN

2.1 Röntgensäteily

Röntgensäteily on sähkömagneettista säteilyä, joka etenee tyhjiössä valon nopeudella. Aaltoa voidaan kuvata taajuuden, aallonpituuden, värähdysajan tai etenemisnopeuden avulla, kuten alla olevassa taulukossa esitetään (taulukko 1). Diagnostisessa röntgenkuvantamisessa säteilyn aallonpituus on 10^{-11} – 10^{-9} metriä. Säteilyn hiukkasluonnetta kuvataan massattomilla perusyksiköillä, joita kutsutaan kvanteiksi tai fotoneiksi. (Jurvelin 2005: 16–17.) Pienienergisillä kvanteilla säteily on aaltoluontoisempaa, kun taas energian kasvaessa säteilyn hiukkasluonne vahvistuu. Lääketieteellisessä kuvantamisessa käytettävien energioiden suuruudesta johtuen säteilyn hiukkasluonne korostuu. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 26.)

Ominaisuus	Kaava	Yksikkö
Taajuus	$\nu = 1/T$	hertsi (Hz)
Aallonpituus	$\lambda = cT$	metri (m)
Värähdysaika	T	sekunti (s)
Etenemisnopeus	$c = \lambda\nu$	m/s
Energia	$E = h\nu$	joule (J)
Energia	$E = hc/\lambda$	elektronivoltti (eV)

TAULUKKO 1. Taulukossa esitetään sähkömagneettisen säteilyn ominaisuudet ja niiden väliset yhteydet. Kirjain h vastaa Planckin vakiota. (Jurvelin 2000: 16–17; Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 19.)

Säteilyn tai sen kvantin energia määritellään taajuuden (ν) ja Planckin vakion (h) tulona, missä $h = 6,626 \times 10^{-34}$ joulesekuntia (Js). Energia voidaan määrittää myös käänteisen aallonpituuden ($1/\lambda$), valonnopeuden ja Planckin vakion tulona, jolloin edellinen ilmaistaan muodossa $h \approx 4,136 \times 10^{-15}$ elektronivolttisekuntia (eVs). Tavallisesti röntgendiagnostiikassa käytettävien fotonien energia ilmoitetaan kiloelektronivoltteina, ja tyypillisesti arvot liikkuvat välillä 10–150 keV. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 19; Kervinen – Smolander 1991: 71.) Elektronivoltti ilmaisee sen liike-energian määrän, jonka elektroni saa, kun sitä kiihdytetään yhden voltin jännitteellä (Jurvelin 2005: 33–34). Yksi elektronivoltti vastaa noin $0,16 \times 10^{-18}$ joulea (Kervinen – Smolander 1991: 70). Mitä suurempi kvanttienergia on, sitä läpitunkevampaa eli kovempaa säteily on (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 19).

2.2 Röntgensäteilyn syntyminen

Röntgensäteilyä syntyy elektronien ollessa kiihtyvässä liikkeessä tai atomien viritys- ja ionisaatiotilojen purkautuessa (Vahtola 2000: 7). Atomin virittymisellä tarkoitetaan tapahtumaa, jossa elektroni vaihtaa paikkaa atomin elektroniverhossa, kun taas ionisatiossa elektroni poistuu kokonaan elektroniverhosta. Atomin palatessa perustilaansa emittoituu energiakvantti tai Auger-elektroni. (Vahtola 2000: 11–12.) Diagnostisessa kuvantamisessa säteilyn tuotto perustuu elektronien nopeaan liike-energian menetykseen niiden törmätessä materiaan. Johtuen elektronien energiatilojen muutoksista ja vuorovaikutuksista materian kanssa syntyy jarrutussäteilyä ja karakteristista säteilyä. (Vahtola 2000: 27–28.)

Kiihtyvässä liikkeessä olevan varauksen emittoima sähkömagneettinen säteily riippuu kiihtyvyyden suuruudesta. Muutos elektronin kiihtyvyydessä vapauttaa kvanttienergiaa ja synnyttää jarrutussäteilyä, vaikka suurin osa elektronien liike-energiasta muuntuukin lämmöksi. Useimmiten positiivinen ydin vetää negatiivista elektronia puoleensa, jolloin elektronin rata muuttuu ja se menettää liike-energiaansa eli jarruuntuu. Törmäyksien moninaisuudesta johtuen syntyvän röntgensäteilyn spektri on jatkuva, toisin sanoen säteilyä muodostuu kaikilla aallonpituuksilla. (Vahtola 2000: 28–29.)

Karakteristisessa säteilyssä korkeaenerginen elektroni virittää tai ionisoi atomin, joka palatessaan perustilaansa emittoi kyseiselle atomille ominaisen säteilykvantin. Yleensä kiihdytetyn elektronin aiheuttamat muutokset kohdistuvat tiukasti sidottuun sisäkuoren elektroniin, jolloin energiaa vapautuu ulomman kuoren elektronin siirtyessä lähemmäs ydintä. Vapautuva energiakvantti voi joissakin tapauksissa irrottaa elektronin atomin elektroniverhosta ja antaa sille liike-energian. Tapahtumaa kutsutaan Auger-ilmiöksi. Auger-elektroni toimii väliaineessa kuten kiihdytetty elektronikin. Karakteristinen säteily aiheuttaa röntgensäteilyn spektriin piikkejä tietyille kohdemateriaalista riippuville kohdille, sillä ominaissäteilyn intensiteetti on jarrutussäteilyn voimakkuutta suurempi. (Vahtola 2000: 30–34.)

2.3 Röntgensäteilyn ja aineen vuorovaikutukset

Kvanttimekaniikan lakien mukaisesti fotonin etenee suoraviivaisesti, jolleivät mitkään voimat vaikuta siihen. Kun kvantti on vuorovaikutuksessa aineen kanssa, se menettää energiaansa ja sen liikerata muuttuu. Tätä tapahtumaa kutsutaan siroonaksi. Fotonin ja väliaineen vuorovaikutusmahdollisuuksia on yleistäen lääketieteellisen kuvantamisen alalla kolme: koherentti sironta, Compton-sironta ja valosähköinen ilmiö. Näiden ilmiöiden vaikutuksesta syntyy sekä karakteristista röntgensäteilyä että jarrutussäteilyä, joita on käsitelty luvussa 2.2. Kohdeaineessa röntgensäteily voi ionisoida atomeja, saattaa ne viritystilaan tai katkaista molekyylisidoksia. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 26–29.)

Koherentissa siroonassa eli Rayleighin siroonassa fotonin törmätessä atomiin sen liike-energia säilyy lähes muuttumattomana, eikä atomi altistu muutoksille. Compton-sironnassa eli epäkoherentissa siroonassa kvantti pysyy liikkeessä, mutta muuttaa suuntaansa törmätessään elektroniin atomin ulkokuorella. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 26–28.) Vuorovaikutuksen energia irrottaa heikosti sidotun elektronin atomin elektroniverhosta ja saattaa sen liikkeeseen (Jurvelin 2005: 18). Toisin kuin Compton-sironnassa, valosähköisessä ilmiössä eli absorptiossa kvantti luovuttaa kaiken energiansa. Fotonienergia irrottaa tiukkasidoksisen elektronin väliaineatomista ja antaa sille liike-energian. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 28–29.) Atomissa korkeamman

energiatason elektroni siirtyy vapautuneelle paikalle ja vapautunut energia ilmenee useimmiten karakteristisena röntgensäteilynä (Jurvelin 2005: 17). Vaihtoehtoisesti viritystilan lauetessa kvantti osuu ulomman kuoren elektroniin, joka joutuu liikkeeseen. Tällaista elektronia kutsutaan Augerin elektroniksi. (Vahtola 2000: 33–34.)

Vuorovaikutusmekanismi riippuu säteilyn energiasta ja kohdeaineesta (Jurvelin 2005: 16). Röntgenkuvantamisessa koherentti sironta ei ole vallitseva vuorovaikutusmekanismi millään säteilyn energialla, koska sen todennäköisyys pienenee nopeasti kvanttienergian kasvaessa. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 28.) Valosähköinen ilmiö on vallitsevana jännitteen ollessa alle 50 kiloelektronivoltin, jonka jälkeen Comptonin sironnan osuus kasvaa asteittain (Jurvelin 2005: 17–18).

2.4 Röntgenputki ja -generaattori

Lääketieteellisessä kuvantamisessa röntgensäteily tuotetaan röntgengeneraattorin ja röntgenputken avulla: säteily syntyy röntgenputkessa, joka saa tarvitsemansa sähköisen tehon röntgengeneraattorilta. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 19–20.) Röntgengeneraattori ohjaa säteilylähteen toimintaa, tuottaa röntgenputkelle tarvittavan virran elektronien irrottamiseksi ja suuren tasajännitteen niiden kiihdyttämistä varten. Elektronit kiihdytetään suurjännitteen avulla tyhjiössä, jolloin ne törmätessään tuottavat lämpöä ja röntgensäteilyä. Putkesta poistuvasta röntgensuihkusta 80–95 prosenttia on jarrutus-säteilyä ja 5–20 prosenttia karakteristista säteilyä. (Jurvelin 2005: 32–34.) Muuttamalla jännitettä ja putkivirtaa kontrolloidaan säteilyn intensiteettiä. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 22).

Törmäytettävät elektronit eli elektronisuihku saadaan aikaan kuumentamalla katodia eli röntgenputken negatiivisesti varattua elektrodia (Vahtola 2000: 27). Katodi kuumentaan johtamalla siihen hehkuvirta, jonka suuruudesta irtoavien elektronien määrä riippuu. Mitä suurempi hehkuvirta, sitä enemmän elektroneja irtoaa ja sitä suurempi putkeen syntyvä virta on. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 37.) Katodi koostuu

yleensä kahdesta erikokoisesta volframihehkulangasta, isosta ja pienestä fokuksesta, joista elektronisuihkun leveys riippuu. Ison fokuksen käyttö sallii suuremman virran syöttämisen ja kuvausajan lyhentämisen. Hehkulangat ovat upotettuina syvennyksiin, mikä mahdollistaa elektroniemission kohdistamisen anodille. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 33.) Anodi eli röntgenputken positiivinen elektrodi on viistopintainen, lämpöä kestävästä materiaalista valmistettu lautanen, joka pyörii 2800–16800 kierrosta minuutissa. Kohtaa, johon elektronisuihku osuu anodille, kutsutaan termiseksi fokukseksi tai fokusradaksi. Myös nimitystä sähköinen fokus käytetään. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 33–34; Jurvelin 2005: 33.) Anodi- tai putkivirralla tarkoitetaan putken läpi kulkevaa virtaa, joka kuvaa elektronien lukumäärää aikayksikköä kohden (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 21).

Röntgenputkessa katodi ja anodi ovat suljettuina lasikuoreen, jonka sisällä on tyhjiö. Tyhjiö mahdollistaa hehkuvirralla irrotettujen elektronien vapaan liikeradan. Kun elektrodien välille johdetaan suurjännite, vetää sähkökenttä negatiivisesti varautuneet elektronit katodilta anodille. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 32.) Elektronien saama kineettinen energia on suoraan verrannollinen syötettyyn suurjännitteeseen. Putkijännite on normaalisti 25–150 kilovolttia, jolloin elektronit saavuttavat 0,3–0,6 -kertaisen valon nopeuden. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 21.) Suurjännite tuotetaan verkkojännitteestä suurjännitemuuntajan avulla, minkä jälkeen jännite tasa-suunnataan ja syötetään röntgenputkeen. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 36–37.) Röntgenputki tuottaa säteilyä vain, kun se on kytketty röntgengeneraattorin synnyttämään suurjännitteeseen (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 19). Säteilyn tuotto-aikaa voidaan siis säätää suurjännitteen kytkentäajalla. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 32).

Röntgenputken lasikuoren ympärillä on lyijystä valmistettu suojavaippa, joka estää säteilyn leviämisen ympäristöön, siirtää lämpöä ja toimii sähköeristeenä. Vaipassa on anodin kohdalla aukko, josta hyödynnettävä säteily pääsee ulos. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 35.) Projisoituvan sädekeilan kokoa nimitetään optiseksi fokukseksi (Jurvelin 2005: 33). Säteilyikkunan edessä on 1–3 millimetrin paksuinen, yleensä alumiininen levy eli suodatin, jolla vähäenergiset kvantit poistetaan säteilystä. Hyötysäteilykeilaa rajataan ikkunan edessä olevilla kaihtimilla, joista sisemmällä kohdistumaton

säteily poistetaan, ja ulommilla rajataan kuvakenttä. Kuvakentän koon ja keskittämisen avuksi kaihdiskoppaan on asennettu lamppu ja peili, jotka osoittavat säteilyalan. Edellä mainittujen osien lisäksi röntgenputkessa on anodia pyörittävä moottori ja jäähdytysjärjestelmä. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 33–36.)

Röntgengeneraattori ei vain tuota putkelle tarvittavaa tehoa, vaan se on myös vastuussa toimintojen ajoituksesta ja valvonnasta. Generaattori huolehtii esimerkiksi siitä, että hehkuvirta ja anodia pyörittävä moottori kytkeytyvät päälle riittävän aikaisin ennen suurjännitteen syöttämistä putkeen. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 36.) Röntgengeneraattorin säätöpöydän avulla käyttäjä pystyy kontrolloimaan putkivirtaa ja -jännitettä, kuvausaikaa ja fokuskokoa, valitsemaan kuvaustelineen sekä määrittämään valotusautomaatiikan käytön (Jurvelin 2005: 33). Laukaisupainikkeella ohjataan erillistä hehkuvirran säätöjärjestelmää, jonka avulla säteilytysaikaa yleisimmin säädellään. Säteilytysajan määrittäminen tapahtuu joko säätöpöydän kuvausajastimella tai kuvaustelineen valotusautomaatilla. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 37.)

3 DIGITAALINEN LEVYKUVANTAMINEN JA KUVANMUODOSTUS

Röntgenkuvantaminen perustuu korkeaenergisien, sähkömagneettisten säteilyjen ja kuvauskohteen materiaalin vuorovaikutukseen. Reaktiossa osa säteilykvanteista siroaa tai absorboituu, jolloin röntgensäteilyn intensiteetti vaimenee. Digitaalisessa levykuvantamisessa vaimentunut säteily taltioidaan puolijohdeilmaisimelle, jolloin kolmiulotteisesta rakenteesta saadaan kaksiulotteinen kuva. (Jurvelin 2005: 12–13.) Röntgenkuva on mustavalkoinen negatiivikuva kuvauskohteesta, jossa tiheä väliaine ilmenee valkoisena ja harva mustana. Kuvan kontrastierot muodostuvat kohteen säteilyä vaimentavien ominaisuuksien mukaan. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 14.)

3.1 Röntgentutkimuslaitteet

Tavallisessa röntgentutkimushuoneessa röntgenputki on kiinnitetty kattotelineeseen, jonka avulla sitä voidaan liikutella. Lisäksi huoneesta löytyy pystyteline seisten otettavia kuvia varten ja kuvauspöytä makuukuvia varten. Näitä telineitä käytetään kuvareseptorin ja potilaan tukemiseen tarvittavaan asentoon. Thorax-teline ja bucky-pöytä sisältävät myös valotusautomaatin mittakammiot ja hajasäteilyhilan. Valotusautomaatti mittaa kuvareseptorille tulleen säteilyn määrää ja katkaisee säteilyn tulon, kun optimaalinen säteilytys on saavutettu. Useimmiten valotusautomaatti koostuu kolmesta mittakentästä, joiden käyttö voidaan valita generaattorin säätöpöydästä. Liikkuvan hilan avulla pienennetään kuvalevyille tulevan hajasäteilyn määrää. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 40–41.)

3.2 Kuvalevyt

Kuvalevyllä tarkoitetaan puolijohdeilmaisinta, jossa säteilyn vaikutuksesta syntyy pitkäkestoisia atomien viritystiloja. Viritystilojen purkautuessa syntyy signaali, joka on verrannollinen ilmaisimelle tulleet säteilyannokseen. (Jurvelin 2005: 20–21.) Kuvalevyllä muodostuneesta signaalista eli latentista kuvasta saadaan näkyvä kuva erityisellä lukulaitteella, jota kutsutaan kuvanlukijaksi (Jurvelin 2005: 32). Digitaalisessa kuvantamisessa käytetyt kuvalevyt ovat suojattuina kasetteihin (Task Group 10 2006: 1). Tavallisimpia kasettikokoja ovat 35 x 43, 24 x 30 ja 18 x 24 senttimetriä (Task Group 10 2006: 29).

Kuvalevyt on valmistettu europiumilla aktivoitusta bariumfluorobromidista tai -jodidista. Tällaisiin kuvareseptoreihin syntyy röntgensäteilyn absorboituessa metastabiileja viritystiloja. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 57.) Säteily ionisoi europiumin, ja vapautuneet elektronit siirtyvät niin kutsuttuihin F-keskuksiin. Elektronien vapautuessa Eu^{3+} -ionit palaavat vakaampaan Eu^{2+} -tilaan. Näin luminesenssikeskuksista vapau-

tuu näkyvää valoa, joka vastaa latenttia kuvaa. (Davidson 2007: 22; Task Group 10 2006: 3–4.) Kuvalevyjen kyky vastaanottaa ja säilyttää säteilyn aiheuttamia muutoksia on laaja-alaista. Tähän viitattaessa puhutaan laajasta lineaarisesta dynamiikka-alueesta, joka vastaa suurta valotusvaraa ja suoralinjaista mustumaa. (Task Group 10 2006: 12–13.)

3.3 Kuvanmuodostus

Kuvalevyihin syntyneet viritystilat puretaan kuvanlukijassa käyttämällä kohdennettua laseria, jolloin varastoitunut energia vapautuu valona. Laser pyyhkäisee kuvalevyn laidasta laitaan levyn samalla liikuessa eteenpäin kuvanlukijassa. Kuvalevystä vapautunut valo kerätään optisella järjestelmällä ja ohjataan valomonistinputken katodille, joka vastaanottaa vain tiettyä aallonpituutta. Yleisimmin kuvanlukijoissa käytetään helium-neon- ja diodilasereita, joiden aallonpituus poikkeaa kuvalevyn emissioaallonpituudesta. Valomonistinputken valokatodilta vapautuu säteilyn intensiteettiä vastaava määrä elektroneja, joiden nopeutta ja määrää lisätään dynodeilla. Valomonistinputken tuottaman signaalin dynaaminen alue on hyvin laaja, pienimmän ja suurimman arvon välillä on 10 000 kerrannaisyksikköä. Useimpien röntgenkuvien dynaaminen alue sijoittuu välille 100–400, joten valomonistinputken dynaamista aluetta on tarpeen rajata tuotettavaa kuvaa varten. Yleensä valomonistinputki on esiasetettu vastaanottamaan tiettyä säteilymäärää kuvaavaa valoa. Kun kuvalevy on luettu, siihen jääneet viritystilat laukaistaan voimakkaalla valolla, minkä jälkeen reseptori on jälleen käyttövalmis. (Task Group 10 2006: 5–10.)

Valomonistinputken tuottama jännite täytyy muuttaa analogisesta muodosta digitaaliseksi signaaliksi kuvanlukijan A/D-muuntimella. Digitointi koostuu kahdesta osasta: näytteenotosta ja kvantisoinnista. Näytteenotossa määritetään tietyn kuvalevyn alueen antaman luminesenssin määrä ja sijainti, kun taas kvantisoinnissa määritetään näytealueen signaalien keskiarvoinen amplitudi. Valomonistinputken tuottama jännite mitataan ajallisella tiheydellä, joka on sovitettu yhteen laserin skannausnopeuden kanssa. Tämän jälkeen A/D-muunnin muuttaa signaalin diskreeteiksi kokonaisluvuiksi, jotka ovat riippuvaisia signaalin amplitudista ja käytettävissä olevista digitaaliarvoista. Signaalin

paikka syntyvässä digitaalimatriisissa määritellään pikselikellon avulla, joka synkronoitu vastaamaan laserin paikkaa. Ennen digitointia signaalia vahvistetaan usein käyttämällä neliöjuuri- tai logaritmifunktiota. Valomonistinputken tuottama signaali voi saada rajattoman määrän arvoja, kun taas A/D-muunnin tuottaa rajallisen määrän signaalin amplitudia vastaavia digitaalisia arvoja. Pikselisyvyydellä tarkoitetaan analogisen signaalin approksimaatioon käytettyjen bittien määrää. Digitaalisessa levykuvantamisessa A/D-muunnitimet ovat normaalisti 10- tai 16-bittisiä, joten analoginen signaali voi saada $2^{10} = 1024$ tai $2^{16} = 65536$ toisistaan eroavaa arvoa. (Task Group 10 2006: 11.)

3.4 Kuvankäsittely

Digitaalisten kuvalevyjen laajasta dynaamisesta alueesta johtuen hankittua informaatiota täytyy käsitellä ennen valmiin kuvan esittämistä. Koko kuvalevyn herkkyysalueen käyttäminen johtaa heikkoon kontrastiin, minkä vuoksi hyödynnettävät signaalit (values of interest, VOI) on tunnistettava ja tarpeettomat poistettava. Segmentoinnilla tarkoitetaan lukuprosessin vaihetta, jossa halutut signaalit tunnistetaan kuvan rajauksen tai anatomisten rakenteiden perusteella ja loput hylätään turhina. Yleisimmin käytetty menetelmä hyödynnettävän signaalialueen ja eri kudosten määrittämiseksi on histogrammi-analyysi. Histogrammi esitetään kuvaajana koordinaatistossa, jonka x-akseli vastaa pikseliarvoja ja y-akseli niiden esiintymistajuuksia. Kuvaajan muodon perusteella hyödyttömät alueet voidaan poistaa käsittelystä. (Task Group 10 2006: 11–14.) Ennen kuvalevyn lukemista sille on määriteltävä kuvauskohteeseen sopiva lukuohjelma, jonka avulla määritellään käytettävä pikselisyvyys (Davidson 2007: 70). Hakutaulukoiden (look up table, LUT) avulla pikseliarvot muunnetaan esitettäväksi kuvaksi. Taulukon graafisessa esityksessä x-akseli vastaa pikseliarvoja ja y-akseli esitettävän kuvan arvoja. (Davidson 2007: 73.)

Kuvankäsittelyn avulla digitaalisen kuvan kontrastia, tummuutta, erotuskykyä ja kokoa voidaan säätää. Koko kuva-alueen kontrastia ja tummuutta muokataan pikseli pikseliltä soveltaen niihin kaikkiin samaa muunnosta. Kuvan tummuutta muutetaan lisäämällä tai vähentämällä pikselien arvoja ja kontrastia kertomalla tai jakamalla. Laskutoimituksia nopeuttamaan käytetään hakutaulukoita, joiden avulla voidaan luoda myös negatiivi

kuvasta. Kuvankäsittelyssä käytettävät taulukot voivat olla lineaarisia tai epälineaarisia. Lineaarisilla muutoksilla vaikutus kontrastiin on sama kautta linjan, mutta epälineaarisilla muutoksilla, kuten logaritmi- tai potenssifunktioilla, kuvan eri osa-alueiden kontrasti vaihtelee. Monimutkaisia hakutaulukoita käytetään, jotta digitaalinen kuva saadaan muistuttamaan ulkoasultaan perinteistä filmikuvaa. (Davidson 2007: 71–78.) Kontrastia voidaan parantaa myös suorittamalla operaatioita suodatetuille kuvaversioille ja luomalla uusi kuva niistä (Task Group 10 2006: 16).

Pistemäisen käsittelyn lisäksi voidaan kuvan ominaisuuksia muuttaa ja kohinaa vähentää paikkatieto- tai taajuusprosessoinnilla. Paikkatietoon perustuvassa tavassa pikselille lasketaan uusi arvo käyttämällä hyväksi viereisiä kuva-alkioita ja erilaisia laskuoperaattoreita. Kuvasta poimitun alueen pikseliarvot kerrotaan halutusta toimenpiteestä riippuvilla luvuilla, minkä jälkeen kaikki arvot lasketaan yhteen. Summa muodostaa alueen keskimmäisenä sijaitsevan pikselin arvon käsitellyssä kuvassa. Toimenpidettä toistetaan, kunnes koko kuva on käsitelty ja uusi kuva syntynyt. Kertolukujen suuruudesta riippuen rakenteiden reunat korostuvat tai kuva tasoittuu, kun taas lukujen summa vaikuttaa muokatun kuvan kontrastiin. (Davidson 2007: 83–86.) Taajuusprosessointi perustuu monimutkaisiin matemaattisiin laskutoimituksiin, jotka voidaan rajata koskemaan vain tiettyä taajuutta. (Davidson 2007: 88–89). Anatomisen kohteen reunoja voidaan korostaa käyttämällä maskikuvaa, joka muodostetaan vähentämällä alkuperäisen kuvan terävyyttä. Maskikuva vähennetään kuvasta, jolloin tuloksena saadaan kuva terävistä reunoista. Kun painotettu reunakuva lisätään alkuperäiseen kuvaan, saadaan reunakorostettu kuva. (Davidson 2007: 91.) Kuvanlaatua voidaan lisätä myös jakamalla kuva eri taajuuksiin osiin. Osia muokataan erillään ja lopuksi yhdistetään valmiiksi kuvaksi, jossa sekä kontrasti että erotuskyky ovat parantuneet. (Task Group 10 2006: 17–18.)

3.5 Annosindikaattorit

Digitaalisessa kuvantamisessa kuvalevyjen laaja dynaaminen alue voi johtaa kohonneisiin potilasannoksiin. Ali- ja ylivalottuminen ovat helposti korjattavissa kuvankäsittelyn keinoin. Äärimmäisissä tapauksissa pienet kuvausarvot ilmenevät kohinaisena kuvana, mutta liialliset kuvausarvot vain parantuneena kuvanlaatuna. Jotta säteilyaltistuksen

määrää pystytään luotettavasti arvioimaan, tarvitaan annosindikaattoreita. Annosindikaatorit kuvaavat kuvalevyn saamaa säteilyaltistusta ja siten myös kuvan kohinaisuutta. (Task Group 116 2009: 1–3.)

4 KUVANLAATU JA SIIHEN VAIKUTTAVAT TEKIJÄT

Röntgenkuvan laatuun vaikuttavia tekijöitä ovat kuvan kontrasti ja erotuskyky eli resoluutio. Röntgenkuvassa pyritään saamaan samanaikaisesti hyvä erotuskyky sekä kontrasti, mutta koska nämä riippuvat toisistaan, toisen parantuessa toinen huonontuu. (Jurvelin 2005: 25–26.) Röntgenkuvaa ei voida ottaa liian pienillä sädeannoksilla, koska liian pienet sädeannokset tuottavat diagnostisesti huonon kuvan. Sädeannokset on kuitenkin pidettävä mahdollisimman alhaisena säteilyturvallisuuden takia, mutta samalla niiden on silti tuotettava diagnostisesti tarpeeksi hyviä röntgenkuvia. Kuvan informaatio kasvaa fysikaalisen kuvanlaadun parantuessa tiettyyn pisteeseen saakka, jonka jälkeen kuvanlaadun paraneminen ei enää lisää diagnoosin tarkkuutta. Parantunut kuvanlaatu tarkoittaa suurempia säteilyannoksia, joten kompromisseja kuvanlaadun ja säteilyannoksen välillä on tehtävä. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 77–78.) Taulukossa 2 tarkastellaan erotuskyvyn ja kontrastin riippuvuutta monista eri seikoista johtuen.

Jos tarkastellaan diagnostista kuvanlaatua, hyvästä röntgenkuvasta tulee näkyä tarvittavan kohteen anatomia kokonaan. Kuvaustekniikan, projektoiden ja potilaan asettelun tulisi olla sovitun mukaisia, jotta kuvan tulkinta onnistuisi. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 79.) Fysikaalista eli teknistä kuvanlaatua tarkasteltaessa otetaan huomioon kontrasti, terävyys ja kohina (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 82). Muita kuvanlaatuun vaikuttavia tekijöitä ovat mm. kuvan vääristymät, artefaktat ja kuvan epätasaisuus (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 98).

Toimenpide, jolla valotusta lisätään	Toimenpiteen muut vaikutukset
Putkijännitteen (kV) lisäys	Läpäisevyys lisääntyy, kontrasti huononee
Putkivirran (mA) lisäys	Valotusaika lyhenee, liikeartefaktujen todennäköisyys pienenee, tummuus lisääntyy, potilaan saama säteilyannos lisääntyy
Valotusajan (s) lisäys	Liikeartefaktujen todennäköisyys lisääntyy, potilaan saama säteilyannos lisääntyy
Etäisyyden pienentäminen	Geometriset virheet lisääntyvät, potilaan saama säteilyannos kasvaa
Kohteen kompressio	Kontrasti lisääntyy, potilasannos kasvaa
Hilan poisto	Kontrasti huononee, paikkaerotuskyky huononee
Herkkä ilmaisin tai filmi	Paikkaerotuskyky voi huonontua, potilaan saama säteilyannos pienenee

TAULUKKO 2. Röntgenkuvan valotukseen vaikuttavien seikkojen vaikutus kuvan erotuskykyyn ja kontrastiin (Jurvelin 2005: 42).

4.1 Kontrasti

Kuvan kontrastilla tarkoitetaan kuvassa näkyvää tummuusvaihtelua. Mitä laajempi harmaaskaala kuvassa on, sitä suurempi kontrasti on. Kontrastia voidaan pitää myös mitattavana suureena, joka ilmaisee kahden kuvan kohdan kirkkauden suhdetta. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 83.) Kuvan kontrastiin vaikuttaa kuvareseptorille sironnut säteily, joka tuottaa kuvaan nk. huntua. Sironnutta säteilyä voidaan vähentää esimerkiksi hilan käytöllä, kasvattamalla potilaan ja kuvareseptorin etäisyyttä eli ilmahilalla, kent-

täkoon minimoimisella ja kohteen paksuuden pienentämisellä puristuksen avulla. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 65.) Putkijännitteen eli kV:n määrä vaikuttaa sironneen säteilyn määrään ja sitä kautta kontrastiin. Matalilla jännite määrillä säteilyä absorboituu enemmän kohteeseen, jolloin kuvareseptorille pääsevän sironneen säteilyn määrä jää pienemmäksi. Jännitettä nostamalla voidaan parantaa säteilyn läpäisevyyttä, mutta tällöin kontrasti heikkenee. (Vuoria – Koivisto – Punto – Suramo 1976: 12.)

4.2 Terävyys

Kuvan terävyydellä tarkoitetaan sitä, että kuvattavan kohteen terävä reuna myös kuvautuu terävänä, eikä vain häilyvänä muutoksena tummasta vaaleaan. Terävyyttä kuvaa myös erotuskyky, jolla tarkastellaan lähekkäin olevien kohteiden erottumista toisistaan. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 86.) Fokuskoon valinnalla voidaan vaikuttaa kuvan terävyyteen. Isoa fokusta käytettäessä voidaan röntgenputkeen syöttää iso teho ja saavuttaa lyhyt kuvausaika, mikä on tärkeää kuvattaessa esimerkiksi liikkuvia elimiä. Iso fokuskoko kuitenkin pienentää kuvan terävyyttä. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 33.)

4.3 Kohina

Tasaisesta kohteesta otetussa kuvassa oleva tummuusvaihtelu keskimääräisen tummuustason ympärillä on kohinaa. Tavallisin kohinan aiheuttaja on kvanttikohina, ja siitä johtuen pieniä kontrastieroja ei voida enää havaita. (Tapiovaara – Pukkila – Miettinen 2004: 93–94.) Sähkömagneettiseen säteilyyn liittyvä satunnaisuus niin ajan kuin paikankin suhteen aiheuttaa kvanttikohinaa, joka huonontaa kuvanlaatua. Kohina vähenee lisääntäessä sädeannosta, mutta sädeannoksen lisääntyessä myös säderasitus eli annos kasvaa. (Standertskjöld-Nordenstam – Kormano – Laasonen – Soimakallio – Suramo 1998: 25–26.)

4.4 Muut kuvanlaatuun vaikuttavat tekijät

Röntgenkuvan epätarkkuuteen vaikuttavat kuvausgeometriaan liittyvä epätarkkuus, potilaan liikehdinnästä ja potilaasta itsestään johtuva epätarkkuus. Geometriseksi epätarkkuudeksi kutsutaan puolivarjoa, joka syntyy anodin optisen fokuksen äärellisestä koosta. Fokuksen koko määrää geometrisen epätarkkuuden suuruuden, mutta fokuksen ko-koa rajoittavat mm. jännitteen, virran ja valotusajan valinnat. Geometristä vääristymää voidaan pienentää lisäämällä filmin ja fokuksen välistä etäisyyttä. Potilaasta johtuva epätarkkuus aiheutuu yleensä siitä, että kohteen paksuus muuttuu. Kun mennään kohti reunoja, kohde on yleensä ohuempi ja näin ollen kuvan reunat ovat epätarkat. Nämä vääristymät huonontavat röntgenkuvan laatua. Vääristymiä tulee kuvaan koska eri elimet ovat eri tasoissa ja tämän takia eri etäisyyksillä filmistä ja röntgenputkesta. Vääristymiä voidaan vähentää kuvattavan kohteen ja filmin etäisyyden minimoinnilla. (Jurvelin 2005: 41–42.)

5 SÄTEILYN KÄYTTÖÄ OHJAAVAT PERIAATTEET

Säteilyturvakeskus (STUK) antaa säteilylain mukaisia ohjeita, joita noudattamalla toteutetaan lain vaatima turvallisuustaso säteilyn käytössä. Säteilylakia ja niistä annettujen säädösten ja määräysten noudattamista valvoo STUK. Sosiaali- ja terveysministeriö johtaa ja ohjaa säteilyaltistusta aiheuttavaa toimintaa. (Pukkila 2004: 299.) Tarpeetonta säteilyannosta on vältettävä ja kansainvälisen säteilysuojelutoimikunnan optimointiperiaatetta tulisi aina noudattaa (Potilaan suojaaminen röntgendiagnostiikassa 1995: 28).

Säteilylain 2§ perusteella säteilynkäyttö on hyväksyttävää, kun se täyttää kolme periaatetta: oikeutusperiaatteen, optimointiperiaatteen ja yksilönsuojaperiaatteen. Oikeutusperiaatteella tarkoitetaan sitä, että tutkimuksen hyödyn on oltava suurempi kuin siitä aiheutuvan kokonaishaitan. Optimointiperiaatteen eli ALARA-periaatteen (As Low As Reasonable Achievable) tavoite on, että säteilylle altistuisi mahdollisimman vähän ih-

misiä ja säteilyannokset sekä säteilyaltistumisen mahdollisuus pidetään niin pienenä kuin käytännöllisesti on mahdollista. Yksilönsuojaperiaate sisältää säteilyasetuksen (1512–1991) 3–6§ mukaiset säteilyaltistuksen enimmäisarvot, eli annosrajat säteilytyöntekijöille sekä muille henkilöille. (Säteilytoiminnan turvallisuusperusteet 2005: 3–4.)

Röntgentutkimuksen oikeutuksesta on vastuussa lähettävä lääkäri, joka harkitsee lähetettä laatiessaan tutkimuksen oikeutuksen. Läheteestä on käytävä ilmi tutkimusindikaatio sekä muut tarvittavat tiedot, jotta tutkimus voidaan suorittaa optimaalisesti. Röntgentutkimus on optimoitava niin että säteilyaltistus on mahdollisimman pieni ja tutkimuksen tavoite täyttyy. Tutkimuksen optimaalinen suoritus edellyttää että tutkimuksen suorittaja on koulutettu, käytössä olevat röntgenlaitteet ovat kunnossa ja soveltuvat tutkimukseen, tutkimustekniikka on optimoitu ja saadun röntgenkuvan laatu riittää luotettavan diagnoosin tekemiseen. (Röntgentutkimukset terveydenhuollossa 2006: 3.)

6 TOIMINNALLINEN OPINNÄYTETYÖ

Toiminnallinen opinnäytetyö voi olla esimerkiksi ammatilliseen käyttöön suunnattu ohje, kuten perehdyttämisopas tai käyttöohje. Toteutustapana voidaan käyttää kotisivuja, kirjaa, opasta tai vihkoa. Toiminnallisessa opinnäytetyössä on tärkeää, että siinä yhdistyvät käytännön toteutus ja sen raportointi. Opinnäytetyön tulisi olla työelämälähtöinen, ja sen pitäisi osoittaa, että tekijä hallitsee riittävällä tasolla alansa teorian ja käytännön. (Vilka – Airaksinen 2003: 9–10.)

Toiminnallisessa opinnäytetyössä tulisi myös käyttää teoreettista viitekehystä kuten muissakin ammattikorkeakoulujen opinnäytetöissä. Teoreettisen pohjan avulla tarkastellaan omaa opinnäytetyön aihetta sekä määritellään keskeiset käsitteet. (Vilka – Airaksinen 2003: 42–43.) Lopputuotoksena toiminnallisessa opinnäytetyössä on aina jonkinlainen konkreettinen tuote eli produkti. Opinnäytetyön raportoinnissa on tärkeää selvittää

tää mitä keinoja on käytetty produktin tuottamiseen ja mikä toteutustapa on valittu ja miksi. (Vilkkä – Airaksinen 2003: 51.)

7 OPINNÄYTETYÖN ETENEMINEN

Aloitimme opinnäytetyömme tekemisen syksyllä 2009 työn ideoinnilla ja aiheen valinnalla kurssilla Opinnäytetyön aiheen jäsentäminen. Ideointivaiheessa käytimme mind map- ja brainstorming-menetelmiä, joiden avulla onnistuimme luomaan laajan lähestymistavan aiheeseen. Liittyen opintoihin teimme myös alkusuunnitelman, johon määritelimme mahdollisia lähteitä, käytettäviä menetelmiä, eettisiä kysymyksiä sekä aikataulutusta. Suunnitelmaa tehtäessä rajasimme vastaamaan käytettävissä olevia resursseja. Syksyn 2009 aikana aloitimme yhteistyön oppilaitoksen laboraatiokursseja ohjaavien opettajien kanssa ja selvitimme opinnäytetyömme hyödyllisyyden ja siirtovaikutuksen tarveanalyysin avulla. Tarveanalyysi toteutettiin keskustelemalla opettajien kanssa.

Keväällä 2010 suoritimme kurssin Opinnäytetyön suunnitelman laatiminen, jolla teimme opinnäytetyön suunnitelman. Aihe ja sen rajausta olivat ehtineet kehittyä pohtiessamme asiaa joululomalla ja tutustuessamme mahdolliseen lähdeaineistoon. Tästä syystä suunnitelmamme poikkesi hieman alkusuunnitelmasta ja teoreettisen viitekehyksen muodostaminen helpottui. Opimme, että työn tekeminen on jatkuvassa muutoksessa oleva prosessi. Lopullisessa suunnitelmassa käsitelimme työn tarkoitusta ja tavoitteita, aineiston keruuta ja prosessin etenemistä, aineiston analyysia, eettisiä kysymyksiä, aikataulua ja raportointia sekä rahoitusta. Muodostimme opinnäytetyöllemme teoreettisen viitekehyksen ja ryhdyimme käytännön toimiin työn etenemiseksi.

Kevään 2010 aikana syvensimme yhteistyötä oppilaitoksen kanssa aloittamalla tiedonkeruun laboraatiokursseilta. Tarkoituksenamme oli saada viitearvoja kuvausparametreista helpottamaan optimaalisten kuvaustekniikoiden määrittämistä. Teimme kirjallisen ohjeen käytettyjen kuvausparametrien kirjaamisesta tekemiimme taulukoihin (ks. liite

1). Ohjeistimme opettajia ja opiskelijoita taulukoiden käytössä ja kuvien tallentamisessa. Myöhemmin keväällä laadimme lupa-anomuksen koulutuspäällikkö Annikki Mertjärvelle oppilaitoksen tilojen, laitteistojen ja materiaalien käyttöä varten. Hyväksytty anomus löytyy liitteenä työn lopusta (ks. liite 2).

Opintoihin liittyvät työelämäharjoittelut keskeyttivät opinnäytetyön tekemisen ja prosessin etenemisen. Silti onnistuimme keräämään käytettäviä lähteitä, tutustumaan niihin ja aloittamaan optimaalisten kuvausarvojen määrittämisen. Suunnitelmissamme oli saada optimikuvausarvot määritettyä kevään aikana, mutta meistä riippumattomista syistä näin ei tapahtunut. Emme saaneet laboraatiokursseilta toivottua tietomäärää, joten aloitimme määrittämisen ilman viitetietoja. Tämän lisäksi jouduimme valitettavasti keskeyttämään kuvausarvojen keruun oppilaitoksen röntgenkuvauslaitteen vioituttua. Kesällä tarkoituksenamme oli syventyä lähdemateriaaleihin resurssien salliessa, mutta panostimme opinnäytetyön sijaan ammatilliseen kehittymiseemme työelämässä. Tästä syystä opinnäytetyömme ei edennyt kesän aikana.

Syksyllä 2010 jatkoimme opinnäytetyön tekoa, rajasimme aiheen lopulliseen muotoonsa ja saimme määritettyä puuttuvat optimaaliset kuvausarvot. Työelämäharjoittelusta huolimatta kirjoitimme työn teoreettista osaa, ja työ eteni lokakuussa vauhdilla. Lokamarraskuussa loimme produktin ja viimeistelimme työn kirjallisen osuuden. Marraskuun alun käytimme työn viimeistelyyn ja esityksen tekemiseen. Opinnäytetyö valmistui ajallaan ja se esitettiin marraskuun loppupuolella. Tarkempi opinnäytetyön ajallinen prosessikaavio on esitetty liitteenä (ks. liite 3).

8 OPTIMAALISTEN KUVAUSARVOJEN MÄÄRITTÄMINEN

Optimaalisilla kuvausarvoilla tarkoitamme kuvauksessa käytettäviä parametreja, joilla saadaan aikaan riittävän hyvälaatuinen kuva mahdollisimman pienellä säderasituksella.

Tässä työssä määritimme optimaaliset kuvausarvot Damaged Debbie – phantomnukelle käyttäen oppilaitoksen digitaalista röntgenkuvantamislaitteistoa.

8.1 Damaged Debbie -phantomnukke

Damaged Debbie -phantomnukke on kehitetty opetukseen ja koulutukseen, koska ihmisiä ei kuvata ilman lääketieteellistä tarvetta kertyvän sädeannoksen takia. Phantomit ovat anatomisesti realistisia ja niistä otetut röntgenkuvat ovat mahdollisimman lähellä ihmisistä otettuja röntgenkuvia. Damaged Debbie -phantomissa on yritetty välttää ylimääräisiä artefaktoja tuottavia tekijöitä ja sen liikkuvuudesta on yritetty tehdä mahdollisimman hyvä. Alderson phantoms on luonut kaksi erilaista phantomia käytettäväksi natiivikuvantamisessa, Damaged Debbie ja Wounded Willyn. Näillä kahdella phantomilla on yhteensä yli 60 eri traumaa ja patologista löydöstä. Phantomit voidaan asettaa realistisesti ja kuvauksia voidaan toistaa rajattomasti, koska siitä ei aiheudu säteilyrasitusta ihmisille. Röntgenkuvat vastaavat herkkyydeltään ja kontrastiltaan ihmisistä otettuja röntgenkuvia. (Alderson phantoms, Wounded Willy and Damaged Debbie.)

Damaged Debbie -phantomnukke on verrattavissa kooltaan pieneen aikuiseen. Sen pituus on 156 senttimetriä ja paino 48 kiloa. Niveliä phantomilla on kaulassa, olkapäissä, kyynärpäissä, lonkissa ja polvissa. Nämä nivelet antavat laajat asettelumahdollisuudet, kuten esimerkiksi jopa “sammakko-asennon”. Debbie-phantomilla on murtumat vasemmassa olkapäässä ja vasemmassa lonkassa. Muut käsien ja jalkojen traumat ovat sijoitettu oikealle puolelle. Keuhkot ovat muotoiltu kestävästä materiaaleista, jotka vastaavat tiheydeltään ihmisen keskivertokeuhkoja. Phantomilla on myös kiinteät pehmytkudokset, jotka ovat kovat ja jäykät, minkä takia niitä ei voida palpoida. Luuranko on RSD:n (Radiology Support Devices) tekemä ja kehittelemä, eikä siinä ole käytetty ihmisen luuta. (Alderson phantoms, Wounded Willy and Damaged Debbie.)

8.2 Käytetty laitteisto

Opinnäytetyön toiminnallisessa osassa käytimme Metropolia ammattikorkeakoulun röntgentutkimuslaitteistoa. Oppilaitoksen natiivikuvantamisen laboraatioluokissa on käytössä kaksi röntgentutkimushuonetta, joissa kummassakin on omat röntgengeneraattorinsa ja -putkensa. Rajasimme työmme koskemaan vain Damaged Debbie -phantomnukkea ja valitsimme käytettäväksemme Shimadzu-röntgenlaitteiston. Tutkimuksessamme käytimme röntgenputken kokonaissuodatusta, joka on 3 millimetriä alumiinia. Tutkimushuoneessa on thorax-tutkimusteline ja bucky-pöytä, joiden lisäksi löytyy erinäisiä kuvausapuvälineitä, kuten kuvalevytelineitä ja fiksaatiovälineitä. Kuviossa 1 esitetään yleisnäkymä käyttämästämme röntgentutkimushuoneesta. Käytössämme oli Fujifilmin kuvalevyt, kuvanlukija ja kuvatyöasema.



KUVIO 1. Yleisnäkymä röntgentutkimushuoneesta. Vasemmalla näkyy bucky-pöytä ja röntgenputki kattotelineessä ja oikealla thorax-tutkimusteline.

8.3 Kuvanmuodostus ja optimointi Fujifilmin laitteistolla

Fujifilmin kuvanlukuprosessissa käytetään yleensä 12-bittistä A/D-muunninta ja logaritmista funktiota signaalin vahvistamiseksi. Exposure Data Recognizer -ohjelmat tunnistavat signaalitasot ja määrittävät kuva-alueen maksimi- ja minimiarvot (S_1 ja S_2) histogrammianalyysia varten. (Task Group 116 2009: 49.) Säteilytetyn alueen määrittelyyn käytetään PRIEF-ohjelmaa (Jussila 1996: 3). Seuraavaksi tietylle anatomiselle alueelle suunniteltu lukuohjelma poimii arvojen välistä käytettävän alueen histogrammin muodon mukaan. Tämän jälkeen hyödynnettävän alueen mediaaniarvo S_K kartoitetaan vastaamaan esitettävän kuvan keskisävyä eli arvoa 511. Valmis kuva esitetään useimmiten 10-bittisenä, joka vastaa 1023:a harmaasävyä. (Task Group 116 2009: 49.)

Histogrammianalyysia varten käytettävissä on kolme erilaista EDR-ohjelmaa: automatic, semiautomatic ja fixed. Automaattinen algoritmi hyödyntää koko kuva-alueen segmentointia ja histogrammianalyysia varten sekä määrittää kuvan latitudin minimi- ja maksimiarvojen avulla. Puoliautomaattinen ohjelma poimii kuvasta määrätyn kokoisen alueen analysoitavaksi ja käyttää etukäteen määritettyä latitudia. Fixed-ohjelma vastaa filmikuvantamista, sillä lukijan herkkyys määritellään kiinteäksi ennen luentaprosessia. (Task Group 10 2006: 20–21.)

Annosindikaattorina käytetään järjestelmäherkkyyttä eli S-arvoa (sensitivity number), joka määritellään histogrammianalyysin avulla. Lukuohjelman tunnistamaa luminesenssin mediaania (S_K) vahvistetaan, kunnes se saadaan esitettyä kuvan keskimmäisenä arvona LUT-muunnoksen avulla. Tarvittu vahvistus ilmoitetaan S-arvona, joka kertoo epäsuorasti kuvalevyn saaman säteilyaltistuksen määrästä. Vähäisellä altistuksella ja heikolla signaalilla vahvistuksen tarve on suurempi ja S-arvo kasvaa. Vahva signaali riittää sellaisenaan, joten S-arvo on pieni. (Task Group 10 2006: 20.) Järjestelmäherkkyys voidaan laskea kaavalla $S = 4 \times 10^{(4 - S_K)}$, jossa S_K vastaa rajatun luminesenssi-alueen mediaania. (Task Group 116 2009: 49.).

Järjestelmäherkkyys jäljittelee perinteisessä kuvantamisessa käytettyä filminopeutta, kun käytössä on automaattinen tai semiautomaattinen säteilyaltistuksen tunnistusalgoritmi (exposure data recognizer, EDR). S-arvo ei yksin riitä kuvaamaan kuvalevyn säteilyaltistusta, vaan sen lisäksi tarvitaan latitudia kuvaava L-arvo. (Task Group 116 2009: 41.) L-arvo vastaa digitoidun signaalialueen leveyttä ja määritellään kaavalla $L = 1023 \times (S_1 - S_2) / (Q_1 - Q_2)$. Luvuilla Q_1 ja Q_2 tarkoitetaan alkuperäisen signaalin ääriarvoja S_1 ja S_2 vastaavia esitettävän kuvan arvoja. (Task Group 116 2009: 49.) Latitudi kertoo kuvan rajauksen ja keskityksen sekä hajasäteilyn poistamisen onnistumisesta ja sen tulisi olla välillä 1,8–2,3. Optimaalinen L-arvo on 2, mutta latitudi vaihtelee riippuen kuvauskohteesta ja lukuohjelmasta. Kun $L \approx 1$, kuvassa ei ole kontrastia eli siinä on vain mustaa ja valkoista. Tällöin puhutaan jyrkästä kuvasta. Kun $L \approx 3$, kuva on tasaisen harmaa ja ilman kontrastia. (Tamro Med-Lab.)

8.4 Menetelmä

Aloitimme optimaalisten kuvausarvojen määrittämisen Damaged Debbie -phantomnukelle käyttämällä tavallisia optimikuvausarvoja. Kuvatessamme emme käyttäneet valotusautomaatiikkaa ja muokkasimme mAs- ja kV-arvoja kaksipistetekniikan avulla. Kuvalevyt luettiin anatomisia kohteita vastaavilla kuvanlukuohjelmilla, jotka ovat valmiiksi ohjelmoituina kuvantamisjärjestelmässä. Tarkastelimme saatuja kuvia ja niiden S- ja L-arvoja. Arvioimme teknistä kuvanlaatua ensin silmämääräisesti tarkastelemalla kuvan tummuutta, terävyyttä ja kohinaisuutta. Seuraavaksi kiinnitimme huomiota S-arvoon, jonka tavoitearvon määrasimme vastaamaan asetteluoppaissa ilmoitettuja filmivahvistuslevynopeuksia, koska S-arvo on lähes suoraan verrattavissa kyseiseen nopeuteen. Asetimme tavoitearvon kuvauskohtaisesti joko 200:an tai 400:an. L-arvoa tarkastelimme saadaksemme paremman kokonaiskäsityksen kuvauksen onnistumisesta ja tarkoituksenamme oli saada L-arvo väliltä 1,8–2,3. Saadaksemme haluamamme silmämääräisen kuvanlaadun sekä S- ja L-arvot käytimme kuvausparametreihin haarukointimenetelmää. Määritimme optimaaliset kuvausarvot kaikille Damaged Debbie -phantomnukesta saataville mielekkäille projektioille yleisimmistä tutkimuksista. Mielekkäillä projektioilla tarkoitamme kohtuullisella vaivalla saatavia röntgenkuvia. Kaikki määritetyt kuvausparametrit löytyvät liitteestä 4.

9 PRODUKTI

Opinnäytetyöhömmе liittуen teimme kuvantamisoppaan Damaged Debbie -phantomnukelle. Opasta eli produktia on tarkoitus hyödyntää Metropolia Ammattikorkeakoulun natiivikuvantamisen laboraatiokursseilla. Toivomme sen helpottavan ja kehittävän tuntityöskentelyn sujuvuutta. Kuvantamisopas löytyy myös sähköisessä muodossa CD-levyltä, jonka liitämme työhömmе (ks. liite 7). Sähköistä versiota on helppo muokata ja päivittää tarpeiden mukaan, joten produktin käytettävyys ja hyödynnettävyys ovat laaja-alaisia.

Produktimme koostuu arvotaulukosta, asetteluoppaan sivuista sekä malliröntgenkuvista. Arvotaulukosta löytyvät tiedot kuvaustelineestä, kasettikoosta, hilan käytöstä, kuvausestäisyydestä, fokuskoosta sekä kV- ja mAs-arvoista projektiokohtaisesti. Asetteluoppaan sivuilla on tietolaatikoita sekä asetteluvalokuvia. Teimme asetteluoppaan sivuista mahdollisimman selkeitä, informatiivisia ja helppolukuisia. Jokainen projektiio on esitetty omalla sivullaan selkeän asettelukuvan kanssa. Olemme liittäneet mallisivun työn loppuun (ks. liite 5). Valokuvan avulla on helppo hahmottaa kuvattavan kohteen asento, mahdolliset asettelutelineet, kasetin asento ja sijainti sekä kuvan keskitys ja raja. Neljän tietolaatikon aiheina ovat kuvaustekniikka, asettelu, kuvassa tulisi näkyä ja anatomia. Erillisten laatikoiden avulla on helppo hahmottaa kuvausprosessin vaiheet ja eteneminen sekä arvioida otetun kuvan onnistumista. Malliröntgenkuviin on merkitty anatomisia rakenteita sekä mahdollisia traumaattisia muutoksia. Niiden avulla voi halutessaan syventää anatomian osaamistaan ja kehittää röntgenkuvan katselutaitojaan.

10 POHDINTA

Toiminnallisen opinnäytetyön tekeminen on ollut kokonaisvaltainen oppimisprosessi, jonka avulla olemme kehittäneet ammatillista osaamistamme monin tavoin. Olemme harjaantuneet tieteellisen tekstin kirjoittamisessa ja lukemisessa, tiedonhaussa ja -ke-

ruussa sekä teoreettisen viitekehyksen muodostamisessa. Pystymme nyt tuottamaan tehokkaammin alaamme liittyviä tutkimus- ja kehittämistöitä. Prosessin aikana olemme saavuttaneet suuret määrät tietoa ja taitoja, mikä on johtanut ammatilliseen kasvuun. Teoreettinen tietämyksemme digitaalisesta kuvantamisesta on kasvanut huomasti. Olemme syventäneet natiivikuvantamisen taitojamme, ja erityisesti ymmärtämyksemme kuvausteknisistä ratkaisuista on lisääntynyt.

Opinnäytetyömme teoriaosaan on koottu monipuolisesti ja tiiviisti tietoa röntgensäteilystä ja sen käytöstä lääketieteellisessä kuvantamisessa. Lähdeaineistona olemme käyttäneet kirjallisia ja sähköisiä lähteitä, joiden luotettavuuteen olemme kiinnittäneet huomiota. Osa lähteistä muodostuu käyttökoulutusmateriaaleista, koska tietoa aiheesta ei ole ollut saatavilla luotettavimmista lähteistä. Havaitsimme tehdessämme tiedonhakua, ettei aiheestamme ole löydettävissä paljoakaan suomenkielistä tietoa, minkä vuoksi turvauduimme kansainväliseen lähdeaineistoon. Teoriaosan kirjoittaminen oli melko haastavaa tiedon vähyydestä ja vieraskielisyydestä johtuen. Alkuun muistiinpanojen tekeminen tuotti hankaluuksia tottumattomuutemme takia, mutta kehityimme siinä työn edetessä. Koemme onnistuneemme teoriapohjan luomisessa alkuhankaluuksista huolimatta. Työmme merkittävyyttä lisää se, että ajantasaista perustietoa radiografiasta on nyt koottu suomeksi akateemiseen lopputyöhön. Työn teoriaosa on hyödyllinen ja monikäyttöinen, koska sitä voidaan käyttää niin opetus- kuin itseopiskelumateriaalinakin.

Olemme kuvanneet opinnäytetyöprosessia kappaleessa seitsemän ja liitteessä kolme. Etenemisemme on ollut jatkuvaa ja pitkäjänteistä työskentelyä lukuun ottamatta työelämäharjoitteluista aiheutuneita katkoksia kevätlukukaudella 2010. Opinnäytetyön aihe oli meille selkeä heti alusta lähtien, mutta sen rajaaminen tuotti hieman hankaluuksia. Kuitenkin prosessin edetessä työmme kokonaiskuva selkeentyi, ja saimme työn rajattua koskemaan röntgenhoitajan ydinosamista. Yhteistyö Metropolia Ammattikorkeakoulun kanssa on mielestämme toiminut hyvin, ja olemme saaneet henkilökunnalta tukea ja kannustusta työmme tekemiseen.

Olemme pystyneet noudattamaan laatimaamme aikataulua hyvin. Ainoa aikataulupoikkeama syntyi optimaalisten kuvausarvojen määrittämisen yhteydessä, mikä johti aika-

taulun tiukentumiseen syksyllä 2010. Tarkoituksenamme oli saada optimiarvot määritettyä kevään 2010 aikana, mutta meistä riippumattomista syistä johtuen onnistuimme tässä vasta syksyllä 2010. Oppilaitoksen röntgenkuvauslaite hajosi, emmekä saaneet työtä helpottavia tietoja kerättyä laboraatiokursseilta. Olsimme toivoneet laboraatiokurssien opiskelijoiden merkitsevän käyttämiään kuvausparametreja tekemiimme keräyslomakkeisiin, jotta olisimme saaneet alustavia viitearvoja optimoinnin helpottamiseksi. Informoimme kurssia ohjaavia opettajia suullisesti ja teimme opiskelijoille kirjallisen ohjeen tiedonkeruusta (ks. liite 1). Tiedonkeruu ei kuitenkaan onnistunut odotuksiemme mukaisesti, mikä saattaa johtua meidän ja muiden opiskelijoiden välisestä heikosta kommunikaatiosta. Jälkikäteen tarkasteltuna informaation kulkuun olisi ollut syytä kiinnittää enemmän huomiota.

Optimaalisten kuvausarvojen määrittämisen suhteen kohtasimme joitakin ongelmia. Röntgenkuvauslaitteen rikkoutuminen ja tiedonkeruulomakkeiden heikko täyttöaste johtivat aikatauluongelmien lisäksi ennakoitua suurempaan työmäärään. Aloitimme optimikuvausarvojen määrittämisen ilman alustavia viitearvoja, joten mahdollisten optimiarvojen joukko oli laaja. Työskentelytapana haarukointi oli hyvä valinta, mutta olisimme voineet olla systemaattisempia ja kiinnittää enemmän huomiota kirjauskäyttöön. Työn edetessä kuitenkin kehityimme tässä huomattuaamme hyvien työskentelytapojen tärkeyden tutkimustyössä. Alkuperäisen suunnitelmamme mukaisesti olisimme määrittäneet optimaaliset kuvausarvot kaikille yleisimmille projektioille. Työn toiminnallista osaa tehdessämme havaitsimme, ettei Damaged Debbie -phantomnukesta ole mielekästä ottaa kaikkia yleisimpiä röntgenkuvia. Osa projektioista olisi vaatinut kohtuuttoman paljon apuvälineiden käyttöä, joten rajasimme työmme koskemaan kohtuullisella työmäärällä saavutettavia kuvauksia. Damaged Debbie -phantomnukella olevien traumaattisten muutosten takia käytimme kuvauksissa traumakuvantamisen protokollia.

Optimaalisia kuvausarvoja määrittäessämme havaitsimme, että Damaged Debbie -phantomnukkeen kuvausparametrit eroavat suuresti yleisesti käytössä olevista optimikuvausparametreista. Tästä syystä niitä ei tule soveltaa ihmisistä otettaviin röntgenkuviiin. Olemme koonneet liitteeseen vertailun tavallisista ja phantomnukelle käytettävistä arvoista (ks. liite 6). Optimaaliset kV-arvot ovat lähellä normaalisti käytettäviä joitakin poikkeuksia lukuun ottamatta. Määrittämissämme mAs-arvoissa

esiintyy suurta vaihtelua sekä ylös- että alaspäin verrattuna yleisistä käytössä oleviin arvoihin. Kuvausparametrien eroavaisuudet johtuvat mitä suurimmalla todennäköisyydellä Damaged Debbie -phantomnuken rakenteesta. Phantomnuken atomirakenne on tiiviimpi kuin normaalin ihmisen kudokset, mikä johtaa säteilyn sironnan ja absorption kasvuun. Lisääntyneiden vuorovaikutusten takia kuvalevyn säteilyaltistus jää tavallista vähäisemmäksi, kun Damaged Debbie -phantomnukkea kuvataan normaaliarvoilla. Tämä selittää suurempien mAs-arvojen tarpeen ja kV-arvojen tason säilymisen samankaltaisena, jos halutaan saavuttaa teknisesti hyvälaatuisia röntgenkuvia. Putkijännitteen kasvattaminen suuremman säteilyaltistuksen aikaansaamiseksi olisi vaikuttanut alentavasti otettujen kuvien kontrastiin, minkä vuoksi useissa tapauksissa nostimme mAs-arvoja. Matalammat putkivirrat selittyvät yleensä kohteen rakenne-eroilla tai pienikokoisuudella normaaliin verrattuna.

Damaged Debbie -phantomnukke ei vastaa anatomisesti täysin ihmistä, minkä vuoksi kuvausarvoihin syntyi suuriakin poikkeamia esimerkiksi olkapään, kaularangan, polven ja keuhkojen alueiden kuvauksissa. Olkapään pallonivel on korvattu kuminauhalla, minkä vuoksi olkapään ja olkavarren optimikuvausarvot ovat normaalia alhaisemmat. Nivelraon puuttumisen vuoksi phantomista ei ollut mielekäästä ottaa olkapäästä kuin AP-suunnan kuva. Kaularangan alhaiset kuvausarvot selittyvät välitiloilla, joita on jätetty kallon ja kaularangan sekä kaula- ja rintarangan väliin. Polven nivelraon suuruudesta johtuen polven alueen kuvauksissa putkijännite on tavallista pienempi. Suurimmat eroavaisuudet yleisesti käytettyihin kuvausarvoihin syntyivät keuhkokuvausten optimiparametreja määritettäessä. Vaikka Alderson phantoms -esite kertoo phantomnuken keuhkojen tiheyden vastaavan ihmisen keskivertokeuhkoja, saamamme optimaaliset kuvausarvot viittaavat keuhkojen olevan normaalia tiheimmät.

Optimaalisten kuvausarvojen määrittämiseksi otimme Damaged Debbie -phantomnukesta yli 230 röntgenkuvaa, jotta saisimme parhaat mahdolliset parametrit phantomia varten. Tästä huolimatta emme aina saavuttaneet optimaalisia S- ja L-arvoja. Taivoittelimme S-arvoja 200 ja 400 projektiosta riippuen, mutta tuloksemme luokassa 200 vaihtelivat välillä 171–255 keskiarvon ollessa noin 212. Luokassa 400 S-arvot vaihtelivat välillä 382–481 keskiarvolla 403. Kaksipistetekniikka ei mahdollista kovinkaan hie-

novaraista mAs-arvon säätämistä, mikä selittää suurilta osin vaihteluvälit. Jos järjestelmäherkkyyden mielletään indikoivan potilaan annosta, suuremmat S-arvot ovat suotavampia, kunhan kuvanlaatu säilyy diagnostisena. Säteilytyksen optimointi on onnistunut hyvin, jos tarkastelemme vain S-arvoa. L-arvomme vaihtelivat kuitenkin projektiokohtaisesti välillä 1,88–2,55, vaikka tähtäsimme välille 1,8–2,3. Joidenkin koulutusmateriaalien perusteella hyväksyttävä väli L-arvolle ulottuu arvoon 2,4 asti, jolloin vain kaksi arvoistamme ylittää sen. Korkeaa L-arvoa voidaan pitää indikaattorina onnistuneesta potilaan sädeannoksen optimoinnista, kunhan röntgenkuva on riittävä. Silmämääräisesti tarkastellen tekninen kuvanlaatu on ollut mielestämme hyväksyttävällä tasolla, minkä vuoksi olemme hyväksyneet myös tavoitteistamme poikkeavat arvot. Kokonaisuudessaan määritetyt optimikuvausparametrit ovat hyvät, mutta niitä on vielä varaa parantaa tulevaisuudessa.

Opinnäytetyömme on toteutettu yhteistyössä Metropolia Ammattikorkeakoulun kanssa. Aihe on itse ideoitu, mutta tekemämme tarveanalyysin ja saamamme palautteen perusteella uskomme yhteistyökumppanimme hyötyvän työstämme. Toivomme produktimme helpottavan opiskelua natiivikuvantamisen laboraatiokursseilla ja että työtämme kehittää eteenpäin. Optimaalisten kuvausarvojen toimivuutta oppilaitoksen toisella röntgen-tutkimuslaitteella ja koulun muilla phantomeilla olisi hyvä selvittää. Jos määrittämämme optimaaliset kuvausparametrit ovat phantom- ja laitekohtaiset, voitaisiin vastaavat arvot määrittää muillakin välineistöillä. Jatkotutkimusaiheeksi nousee myös produktimme hyödynnettävyys laboraatiokursseilla.

LÄHTEET

- Alderson phantoms, Wounded Willy and Damaged Debbie. Käyttöohje. Kalifornia. Radiology Support Devices Inc.
- Davidson, Robert Andrew 2007. Radiographic contrast-enhancement masks in digital radiography. University of Sydney. Verkkodokumentti. <<http://hdl.handle.net/2123/1932>>. Luettu 17.8.2010
- Jurvelin, Jukka S 2005. Radiologisen kuvantamisen fysiikka ja tekniikka sekä varjoaineet. Teoksessa Soimakallio, Seppo – Kivisaari, Leena – Manninen, Hannu – Svedström, Erkki – Tervonen, Osmo (toim.): Radiologia. Helsinki: Werner Söderström Osakeyhtiö. 11–42.
- Jussila, Kari 1996. Digitaalinen levykuvantaminen. Koulutusmoniste. Vantaa: Tamro Medical.
- Kervinen, Martti – Smolander, Jukka 1999. Fysiikka. Teoksessa: MAOL-taulukot. Keuruu: Otava. 66–124.
- Tamro Med-Lab. FCR-tekniikka. Koulutusmateriaali.
- Tapiovaara, Markku – Pukkila, Olavi – Miettinen, Asko 2004. Röntgensäteily diagnostiikassa. Teoksessa Pukkila, Olavi (toim.): Säteilyn käyttö. Hämeenlinna: Karisto Oy. 13–182.
- Task group 10 2006. AAPM report no. 93. Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems. Report of AAPM Task Group 10. Maryland: American Association of Physicists in Medicine. Saatavilla myös sähköisesti <<http://aapm.org/pubs/reports/>>. Luettu 1.9.2010.
- Task Group 116 2009. AAPM report no. 116. An Exposure Indicator for Digital Radiography. Report of AAPM Task Group 116. Maryland: American Association of Physicists in Medicine. Saatavilla myös sähköisesti <<http://aapm.org/pubs/reports/>>. Luettu 1.9.2010.
- Vahtola, Henrik 2000. Sähkömagneettinen säteily ja sen vuorovaikutus materian kanssa. Verkkodokumentti. Oulun yliopisto. Luettu 15.9.2010.

TIEDONKERUUOHJE LABORAATIOKURSSEILLE

OHJE DEBBIE-TUTKIMUSTEN KIRJAAMISESTA

Teemme opinnäytetyötä Debbieen liittyen, ja toivoisimme, että kaikkien suoritettujen tutkimusten arvot kirjattaisiin ylös toimittamaamme taulukkoon. Kiitos kaikille avusta jo etukäteen!

Taulukko:

- Pvä: kuvauksen päivämäärä
- AC-numero: työasemalle kirjattava tunnistenumero
- Kuvausteline: kuvauksen suorituspiste, bucky-pöytä (B), thorax-teline (T) tai irtokasetti (I)
- Kuvaussuunta: kuvauksen projektio esim. AP, PA, lateraali, viisto
- Kuvausasento: Debbien asento esim. maaten, seisten, istuen
- Kasettikoko: kuvauksessa käytetyn kasetin koko
- Hila: Hilan käyttö, kyllä/ei
- kV: kuvauksessa käytetty kilovolttiarvo
- mAs: kuvauksessa käytetty milliampeerisekunnit
- Fokus: käytetty fokus, iso/pieni
- Kammiot: jos käytetty valotusautomaattikka, mitä kammioita on käytetty (keski, sivu, kaikki)
- FFD: fokus-filmi-etäisyys senttimetreinä
- S-arvo: työasemalta saatava annosindikaattorin arvo

Työasematyöskentely:

- Valitse potilaaksi Debbie Metropolia (101010-987W)
- Aloita tutkimus ja syötä oikea AC-numero taulukosta
- Varmista kuvien siirtyminen radiologytyöasemalle

Lisätietoja voi kysellä

ulla.torkkola@metropolia.fi
hanna.virta2@metropolia.fi

T: Ulla & Hanna SR07S1

LUPA-ANOMUS

Ulla Torkkola 0603148,
 Hanna Virta 0700691
 Röntgenhoitaja (AMK), SR07S1
 Terveys- ja hoitoala
 Metropolia Ammattikorkeakoulu

LUPA-ANOMUS 1 (1)

14.4.2010

Terveys- ja hoitoala
 Koulutuspäällikkö
 Annikki Mertjärvi
 Ammattikorkeakoulu Metropolia

Tutkimuslupa-anomus

Opiskelemme röntgenhoitajiksi radiografian ja sädehoidon koulutusohjelmassa ammattikorkeakoulu Metropolia. Olemme tekemässä opinnäytetyötä, jonka tarkoituksena on tuottaa oppimateriaalia kuvantamisen laboraatiokursseille. Työn osana on tarkoitus määrittää optimaaliset kuvausarvot käytössä olevalle phantom-nukelle, minkä vuoksi tarvitsisimme käyttöoikeuden koulun röntgen-laboraatioluokkiin. Anomus koskee sekä kuvauslaitteistoa, apuvälineitä että aineistoja.

Anomme lupaa aineiston keruuseen Mannerheimintien toimipisteen röntgen-luokissa.

Kunnioitavasti,



Ulla Torkkola 0603148
 Röntgenhoitajaopiskelija
 ulla.torkkola@metropolia.fi



Hanna Virta 0700691
 Röntgenhoitajaopiskelija
 hanna.virta2@metropolia.fi

Työn ohjaaja

Antti Niemi
 Lehtori
 antti.niemi@metropolia.fi

Tutkimuslupaa puoltaa 15/4 2010

Lupa-anomus hyväksytty 28/4 2010



Antti Niemi
 Lehtori



Annikki Mertjärvi
 Koulutuspäällikkö

PROSESSIN ETENEMINEN

Ajoitus	Eteneminen
lokakuu 2009	Ideointi ja aiheen valinta
marraskuu 2009	Alkusuunnitelman teko ja esitys
joulukuu 2009	Aiheeseen perehtyminen, yhteistyön aloittaminen oppilaitoksen kanssa
tammikuu 2010	Tiedonkeruu ja yhteistyö laboraatiokurssien opiskelijoiden kanssa
helmikuu 2010	Työelämäharjoittelu
maaliskuu 2010	Alustavien lähteiden hankinta, aiheen tarkentaminen
huhtikuu 2010	Lupa-anomuksen teko ja hyväksyminen, suunnitelman teko ja esitys, optimikuvausarvojen määrittelyn aloittaminen
toukokuu 2010	Työelämäharjoittelu
kesäkuu 2010, heinäkuu 2010, elokuu 2010	Kesätauko, työskentely radiografian ja sädehoidon alalla
syyskuu 2010	Optimaalisten kuvausarvojen määrittelyn jatkaminen, teoreettisen viitekehityksen tarkentaminen ja lähdeaineistoon tutustuminen
lokakuu 2010	Teoreettisen viitekehityksen kirjoittaminen, produktin tekeminen
marraskuu 2010	Viimeistely sekä opinnäytetyön palauttaminen ja esittäminen

Kuvausarvotaulukko

Kuvauskohde	Kuvaussuunta	Kuvausteline	Kuvalevyn koko	Hila	kV	mAs	Fokus	FFD	S-arvo	L-arvo
kallo	AP	pöydän päällä	18 x 24	ei	60	16	iso	115	205	2,06
kaularanka	AP	pöydän päällä	18 x 24	ei	65	2,5	pieni	115	200	2,29
kaularanka	horisontaali	pöydän päällä	18 x 24	ei	50	12	pieni	115	210	2
rintaranka	AP	bucky	35 x 43	kyllä	70	20	iso	115	391	2,08
rintaranka	horisontaali	thorax	35 x 43	kyllä	80	63	iso	115	481	1,88
lanneranka	AP	bucky	35 x 43	kyllä	75	16	iso	115	391	1,94
lanneranka	horisontaali	thorax	35 x 43	kyllä	92	80	iso	115	391	2,39
olkapää	AP	pöydän päällä	24 x 30	ei	55	10	pieni	115	200	2,55
olkavarsi	AP	pöydän päällä	35 x 43	ei	50	8	pieni	115	230	1,97
kyynärpää	AP	pöydän päällä	18 x 24	ei	44	10	pieni	115	225	2,13
kyynärvarsi	PA	pöydän päällä	24 x 30	ei	44	10	pieni	115	196	1,97
kyynärvarsi	sivu	pöydän päällä	24 x 30	ei	44	10	pieni	115	252	2,18
ranne	PA	pöydän päällä	18 x 24	ei	40	12	pieni	115	200	1,89
ranne	horisontaali	pöydän päällä	18 x 24	ei	44	10	pieni	115	215	2,32
käsi	PA	pöydän päällä	18 x 24	ei	52	1,6	pieni	115	171	2,34
käsi	viisto	pöydän päällä	18 x 24	ei	50	1,6	pieni	115	196	2,04
keuhkot	AP	bucky	35 x 43	kyllä	60	63	iso	135	391	2,19
keuhkot	horisontaali	thorax	35 x 35	kyllä	90	100	iso	200	400	2,49
natiivimaha	AP	bucky	35 x 43	kyllä	70	20	iso	115	382	2,14
lantio	AP	bucky	35 x 43	kyllä	70	16	iso	115	419	2,1
lonkka	AP	bucky	24 x 30	kyllä	72	16	iso	115	391	2,11
lonkka	Lauenstein	bucky	24 x 30	kyllä	83	12	iso	115	205	2,13
lonkka	aksiaali	thorax	24 x 30	kyllä	100	25	iso	115	210	2
reisi	AP	pöydän päällä	35 x 43	ei	50	8	iso	115	419	2,36
polvi	AP	pöydän päällä	18 x 24	ei	45	10	iso	115	382	2,04
polvi	horisontaali	pöydän päällä	18 x 24	ei	45	12	iso	115	400	1,98
sääri	AP	pöydän päällä	35 x 43	ei	50	8	iso	115	225	2,06
sääri	horisontaali	pöydän päällä	35 x 43	ei	50	8	iso	115	241	1,97
nilkka	AP	pöydän päällä	18 x 24	ei	48	16	pieni	115	210	2,36
nilkka	horisontaali	pöydän päällä	18 x 24	ei	40	25	pieni	115	230	2

PRODUKTIN MALLISIVU

RANNE PA

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	18 x 24
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Pieni
kV	40
mAs	12

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti ranteen alla
- Debbien käsi suorassa hieman loitonnettuna vartalosta
- Keskitys käden keskilinjaan ja keskelle rannetta



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Rannenivel kokonaisuudessaan
- Ranne- ja kämmenluut
- Värttinäluun ja kyynärluun päät

ANATOMIA

1. Värttinäluu
 2. Kyynärluu
 3. Venelu
 4. Kämmenluut
- ➔ Kyynärluun ja värttinäluun murtumat

KUVAAUSARVOJEN VERTAILUTAULUKKO

Kuvauskohde	Phantomin optimi- mAs	Yleisesti käytetty mAs	Erotus prosent- teina	Phantomin optimi- kV	Yleisesti käytetty kV	Erotus prosent- teina
Kallo AP	16	32	-100	60	75	-25
Kaularanka AP	2,5	10	-300	65	65	0
Kaularanka lat.	12	10	17	50	65	-30
Rintaranka AP	20	16	20	70	75	-7
Rintaranka lat.	63	50	21	80	80	0
Lanneranka AP	16	20	-25	75	75	0
Lanneranka lat.	80	64	20	92	90	2
Olkapää AP	10	25	-150	55	65	-18
Olkavarsi AP	8	10	-25	50	65	-30
Kyynärpää AP	10	5	50	44	50	-14
Kyynärvarsi AP	10	4	60	44	50	-14
Kyynärvarsi lat.	10	4	60	44	50	-14
Ranne PA	12	10	17	40	45	-13
Ranne lat.	10	10	0	44	45	-2
Käsi PA	1,6	5	-213	52	45	13
Käsi viisto	1,6	5	-213	50	45	10
Keuhkot AP	63	2,5	96	60	125	-108
Keuhkot lat.	100	6,4	94	90	125	-39
Natiivimaha AP	20	16	20	70	75	-7
Lantio AP	16	16	0	70	75	-7
Lonkka AP	16	16	0	72	70	3
Lonkka Lau- enstein	12	16	-33	83	70	16
Lonkka aksi- aali	25	25	0	100	70	30
Reisi AP	8	16	-100	70	50	29
Polvi AP	10	8	20	45	65	-44
Polvi lat.	12	8	33	45	60	-33
Sääri AP	8	3,2	60	50	60	-20
Sääri lat.	8	3,2	60	50	60	-20
Nilkka AP	16	10	38	48	50	-4
Nilkka lat.	25	10	60	40	50	-25

ASETTELUOPAS DAMAGED DEBBIE -PHANTOMNUKELLE (CD-ROM)

ASETTELUOPAS DAMAGED DEBBIE – PHANTOMNUKELLE





Ulla Torkkola

Hanna Virta

2010

ASETTELUOPAS DAMAGED DEBBIE - PHANTOMNUKELLE

Tämä asetteluopas on tuotettu osana toiminnallista opinnäytetyötä "Optimaalisten kuvausarvojen määrittäminen Damaged Debbie -phantomnukelle". Oppaan tarkoituksena on helpottaa opiskelijoiden työskentelyä natiivikuvantamisen laboraatiokursseilla esittelemällä 30 yleisintä projektiota Damaged Debbie -phantomnukesta. Kuvausarvot on määritetty Shimadzun röntgenlaitteistolle. Opas löytyy myös CD:ltä ja malliröntgenkuvat erillisestä kansioista.

- kaikissa kuvauksissa käytetään suoria röntgensäteitä (ei putken kippausta)
- kaikissa kuvauksissa on käytetty laitteen kokonaissuodatusta (3mm alumiinia)
- horisontaalisäteillä tarkoitetaan röntgenputken kääntämistä vaakatasoon
- mallikuvissa ei ole selkeyden takia käytetty sädesuojaimia, mutta niiden käyttö on suositeltavaa
- malliröntgenkuviin on merkitty numeroin ja nuolin erilaisia rakenteita, joiden selitykset löytyvät opassivulta "anatomialaatikosta"
- kuvantamisessa on otettava huomioon Debbien ihmisestä eroava rakenne sekä traumaattiset muutokset
- Huom! Nämä kuvaustekniset ratkaisut ovat tarkoitettu vain Damaged Debbie –phantomnukelle, eikä niitä tule käyttää oikeilla potilailla.

KUVAUSARVOTAULUKKO

kuvauskohde	kuvaussuunta	kuvausteline	kuvalevyn koko	hila	kV	mAs	fokus	etäisyys
Pää								
kallo	AP	pöydän päällä	18 x 24	ei	60	16	iso	115
Rangat								
kaularanka	AP	pöydän päällä	18 x 24	ei	65	2,5	pieni	115
kaularanka	horisontaali	pöydän päällä	18 x 24	ei	50	12	pieni	115
rintaranka	AP	bucky	35 x 43	kyllä	70	20	iso	115
rintaranka	horisontaali	thorax	35 x 43	kyllä	80	63	iso	115
lanneranka	AP	bucky	35 x 43	kyllä	75	16	iso	115
lanneranka	horisontaali	thorax	35 x 43	kyllä	92	80	iso	115
Yläraaja								
olkapää	AP	pöydän päällä	24 x 30	ei	55	10	pieni	115
olkavarsi	AP	pöydän päällä	35 x 43	ei	50	8	pieni	115
kyynärpää	AP	pöydän päällä	18 x 24	ei	44	10	pieni	115
kyynärvarsi	PA	pöydän päällä	24 x 30	ei	44	10	pieni	115
kyynärvarsi	sivu	pöydän päällä	24 x 30	ei	44	10	pieni	115
ranne	PA	pöydän päällä	18 x 24	ei	40	12	pieni	115
ranne	horisontaali	pöydän päällä	18 x 24	ei	44	10	pieni	115
käsi	PA	pöydän päällä	18 x 24	ei	52	1,6	pieni	115
käsi	viisto	pöydän päällä	18 x 24	ei	50	1,6	pieni	115

kuvauskohde	kuvaussuunta	kuvausteline	kuvalevyn koko	hila	kV	mAs	fokus	etäisyys
Vartalo								
keuhkot	AP	bucky	35 x 43	kyllä	60	63	iso	135
keuhkot	horisontaali	thorax	35 x 35	kyllä	90	100	iso	200
natiivimaha	AP	bucky	35 x 43	kyllä	70	20	iso	115
lantio	AP	bucky	35 x 43	kyllä	70	16	iso	115
Alaraaja								
lonkka	AP	bucky	24 x 30	kyllä	72	16	iso	115
lonkka	Lauenstein	bucky	24 x 30	kyllä	83	12	iso	115
lonkka	aksiaali	thorax	24 x 30	kyllä	100	25	iso	115
reisi	AP	pöydän päällä	35 x 43	ei	50	8	iso	115
polvi	AP	pöydän päällä	18 x 24	ei	45	10	iso	115
polvi	horisontaali	pöydän päällä	18 x 24	ei	45	12	iso	115
sääri	AP	pöydän päällä	35 x 43	ei	50	8	iso	115
sääri	horisontaali	pöydän päällä	35 x 43	ei	50	8	iso	115
nilkka	AP	pöydän päällä	18 x 24	ei	48	16	pieni	115
nilkka	horisontaali	pöydän päällä	18 x 24	ei	40	25	pieni	115

KALLO AP

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	18 x 24
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Iso
kV	60
mAs	16

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti pään alla
- Pää suorassa
- Keskitys silmäkuoppien alareunaan ja pään keskilinjaan



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Kallo kokonaan symmetrisesti

ANATOMIA

1. Otsaluu
2. Silmäkuoppa
3. Nenäluu
4. Poskiluu
5. Yläleuan luu
6. Alaleuan luu

KAULARANKA AP

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	18 x 24
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Pieni
kV	65
mAs	2,5

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti kaulan alla
- Kaularanka suorassa
- Keskitys kaulan keskilinjaan
- Kentän yläreuna huulien tasoon ja alareuna rintalastan yläosaan



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Nikamat 3-7 selkeästi
- Kaularanka suorassa

ANATOMIA

1. Kaularangan nikama C3
 2. Kaularangan nikama C4
 3. Kaularangan nikama C5
 4. Kaularangan nikama C6
 5. Kaularangan nikama C7
- ➔ Traumaattinen muutos

KAULARANKA SIVU

Horisontaalisätein

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	18 x 24
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Pieni
kV	50
mAs	12

ASETTELU

- Maaten, horisontaalisätein
- Kasetti kaulan vasemmalla sivulla pystysuorassa
- Kaularanka suorassa
- Keskitys leukalinjaan ja kaulan alakolmannekseen



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Nikamat 1-7 selkeästi
- Kaularanka suorassa

ANATOMIA

1. Kaularangan nikama C1
2. Kaularangan nikama C7
3. Okahaarake

➔ Traumaattinen muutos

RINTARANKA AP

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Bucky
Kuvalevy	35 x 43
Hila	Kyllä
Etäisyys	115 cm
Fokus	Iso
kV	70
mAs	20

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti bucky-pöydässä
- Debbie suorassa
- Keskitys vartalon keskilinjaan ja rintojen alapuolelle



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Rintaranka kokonaisuudessaan ja kaularangan viimeistä sekä lannerangan ensimmäistä nikamaa
- Rintaranka suorassa
- Kylkiluiden liitokset selkeästi

ANATOMIA

1. Rintarangan nikama Th1
2. Rintarangan nikama Th12
3. Lannerangan nikama L1
4. Kylkiluu
5. Poikkihaarake
6. Okahaarake

RINTARANKA SIVU

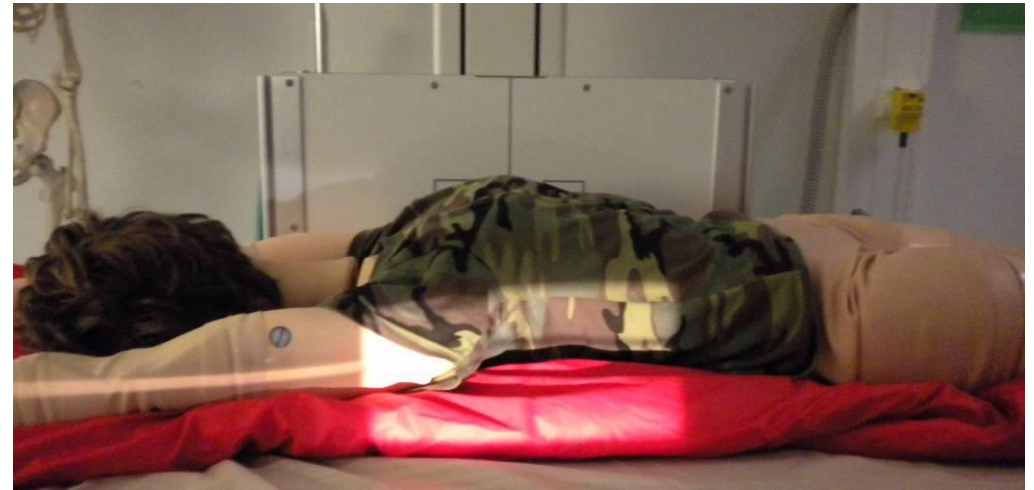
Horisontaalisätein

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Thorax
Kuvalevy	35 x 43
Hila	Kyllä
Etäisyys	115 cm
Fokus	Iso
kV	80
mAs	63

ASETTELU

- Maaten, horisontaalisätein
- Kasetti thorax-telineessä
- Debbie suorassa ja kädet ylhäällä
- Keskitys rintojen keskelle ja vartalon keskilinjan alapuolelle



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Rintaranka kokonaisuudessaan ja kaularangan viimeistä sekä lannerangan ensimmäistä nikamaa
- Rintaranka suorassa

ANATOMIA

1. Rintarangan nikama Th4
 2. Rintarangan nikama Th12
 3. Lannerangan nikama L1
- ➔ Traumaattisia muutoksia

LANNERANKA AP

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Bucky
Kuvalevy	35 x 43
Hila	Kyllä
Etäisyys	115 cm
Fokus	Iso
kV	75
mAs	16

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti bucky-pöydässä
- Debbie suorassa ja kädet ylhäällä
- Keskitys vartalon keskilinjaan ja keskelle vatsaa



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Lanneranka kokonaisuudessaan ja rintarangan viimeistä nikamaa sekä ristiluuliitos
- Lanneranka suorassa
- SI-nivelet ja nikamien poikkihaarakkeet

ANATOMIA

- | | |
|----------------------------|------------------|
| 1. Rintarangan nikama Th12 | 4. SI-nivel |
| 2. Lannerangan nikama L1 | 5. Suoliluu |
| 3. Ristiluu | 6. Poikkihaarake |

➔ Traumaattisia muutoksia

LANNERANKA SIVU

Horisontaalisätein

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Thorax
Kuvalevy	35 x 43
Hila	Kyllä
Etäisyys	115 cm
Fokus	Iso
kV	92
mAs	80

ASETTELU

- Maaten, horisontaalisätein
- Kasetti thorax-telineessä
- Debbie suorassa ja kädet ylhäällä
- Keskitys hieman vartalon keskilinjan alapuolelle ja keskelle vatsaa



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Lanneranka kokonaisuudessaan ja rintarangan viimeistä nikamaa sekä ristiluuliitos
- Lanneranka suorassa

ANATOMIA

1. Rintarangan nikama Th12
 2. Lannerangan nikama L1
 3. Lannerangan nikama L5
 4. Ristiluu
- ➔ Lannerangan nikaman L4 murtuma

OLKAPÄÄ AP

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	24 x 30
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Pieni
kV	55
mAs	10

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti olkapään alla
- Debbien käsi suorassa vartalon vierellä
- Keskitys olkaniveleen



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Olkaluun pää
- Olkanivel kokonaisuudessaan

ANATOMIA

1. Olkaluu
 2. Lapaluu
 3. Korppilisäke
 4. Olkalisäke
 5. Solisluu
- ➔ Olkaluun murtuma
- ➔ Traumaattisia muutoksia

OLKAVARSI AP

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	35 x 43
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Pieni
kV	50
mAs	8

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti olkavarren alla
- Debbien käsi suorassa hieman loitonnettuna vartalosta
- Keskitys käden keskilinjaan ja keskelle olkavartta



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Olkaluu kokonaisuudessaan
- Olkanivel ja kyynärnivel

ANATOMIA

1. Olkaluu
2. Olkaluun pää
3. Olkaluun sisäsivunasta
 - ➔ Olkaluun murtuma
 - ➔ Traumaattisia muutoksia

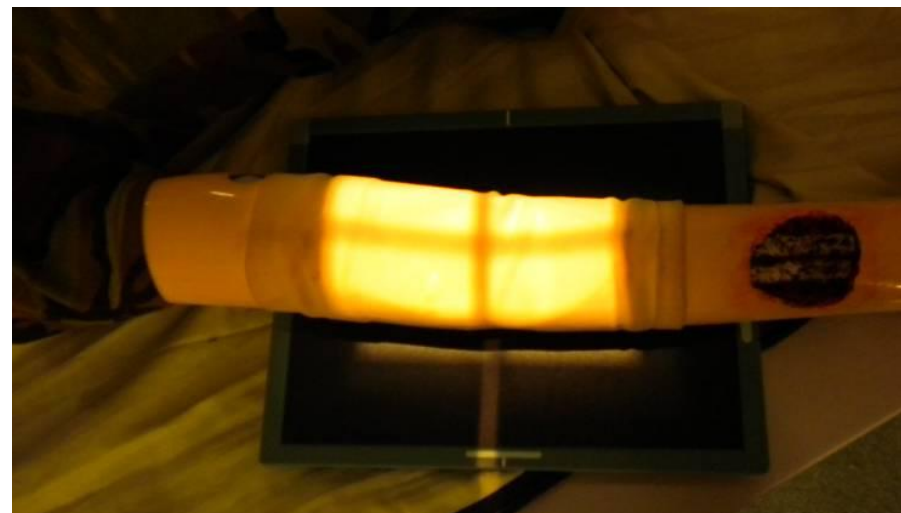
KYYNÄRPÄÄ AP

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	18 x 24
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Pieni
kV	44
mAs	10

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti kyynärpään alla
- Debbien käsi suorassa hieman loitonnettuna vartalosta
- Keskitys käden keskilinjaan ja keskelle kyynärniveltä



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Kyynärnivel kokonaisuudessaan
- Olkaluun, varttinäluun ja kyynärluun päät

ANATOMIA

1. Olkaluu
2. Olkaluun sisäsivunasta
3. Olkaluun ulkosivunasta
4. Kyynärluu
5. Varttinäluu

KYYNÄRVARSI PA

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	24 x 30
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Pieni
kV	44
mAs	10

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti kyynärvarren alla
- Debbien käsi suorassa hieman loitonnettuna vartalosta
- Keskitys käden keskilinjaan ja keskelle kyynärvartta



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Värttinäluu ja kyynärluu kokonaisuudessaan
- Kyynärnivel ja rannenivel

ANATOMIA

1. Olkaluu
2. Värttinäluu
3. Kyynärluu
4. Ranneluut

→ Kyynärluun ja värttinäluun murtumat

KYYNÄRVARSI SIVU

Horisontaalisätein

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	24 x 30
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Pieni
kV	44
mAs	10

ASETTELU

- Maaten, horisontaalisätein
- Kasetti kyynärvarren sisäsivulla pystysuorassa
- Debbien käsi suorassa hieman loitonnettuna vartalosta ja kohotettuna pöydän pinnasta
- Keskitys käden keskilinjaan ja keskelle kyynärvartta



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Värttinäluu ja kyynärluu kokonaisuudessaan
- Kyynärnível ja rannenível

ANATOMIA

1. Olkaluu
 2. Värttinäluu
 3. Kyynärluu
- ➔ Kyynärluun ja värttinäluun murtumat

RANNE PA

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	18 x 24
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Pieni
kV	40
mAs	12

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti ranteen alla
- Debbien käsi suorassa hieman loitonnettuna vartalosta
- Keskitys käden keskilinjaan ja keskelle rannetta



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Rannenivel kokonaisuudessaan
- Ranne- ja kämmenluut
- Värttinäluun ja kyynärluun päät

ANATOMIA

1. Värttinäluu
 2. Kyynärluu
 3. Veneluu
 4. Kämmenluut
- ➔ Kyynärluun ja värttinäluun murtumat

RANNE SIVU

Horisontaalisätein

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	18 x 24
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Pieni
kV	44
mAs	10

ASETTELU

- Maaten, horisontaalisätein
- Kasetti ranteen sisäsivulla pystysuorassa
- Debbien käsi suorassa hieman loitonnettuna vartalosta ja kohotettuna pöydän pinnasta
- Keskitys käden keskilinjaan ja keskelle rannetta



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Rannenivel kokonaisuudessaan
- Kämmenluut
- Värttinäluu ja kyynärluu päällekkäin

ANATOMIA

1. Värttinäluu
 2. Kyynärluu
 3. Ranneluut
 4. Kämmenluut
- ➔ Kyynärluun ja värttinäluun murtumat

KÄSI PA

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	18 x 24
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Pieni
kV	52
mAs	1,6

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti käden alla
- Debbien käsi suorassa hieman loitonnettuna vartalosta
- Keskitys keskelle etusormen rystystä



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Käsi kokonaisuudessaan
- Rannenivel

ANATOMIA

- | | |
|----------------|-------------|
| 1. Värttinäluu | 5. Tyviluu |
| 2. Kyynärluu | 6. Keskiluu |
| 3. Ranneluut | 7. Kärkiluu |
| 4. Kämmenluut | |

KÄSI VIISTO

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	18 x 24
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Pieni
kV	50
mAs	1,6

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti käden alla
- Debbien käsi suorassa hieman loitonnettuna vartalosta
- Keskitys keskelle etusormen rystystä



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Käsi kokonaisuudessaan
- Rannenivel

ANATOMIA

- | | |
|----------------|-------------|
| 1. Värttinäluu | 5. Tyviluu |
| 2. Kyynärluu | 6. Keskiluu |
| 3. Ranneluut | 7. Kärkiluu |
| 4. Kämmenluut | |

KEUHKOT AP

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Bucky
Kuvalevy	35 x 43
Hila	Kyllä
Etäisyys	135 cm
Fokus	Iso
kV	60
mAs	63

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti bucky-pöydässä
- Debbie suorassa
- Keskitys vartalon keskilinjaan ja rintojen keskelle



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Keuhkot kokonaisuudessaan
- Keuhkojen kärjet ja sopet

ANATOMIA

- | | |
|-------------|------------------|
| 1. Solisluu | 4. Keuhkon kärki |
| 2. Lapaluu | 5. Keuhkon soppi |
| 3. Sydän | 6. Palleen kaari |
- ➔ Traumaattisia muutoksia

KEUHKOT SIVU

Horisontaalisätein

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Thorax
Kuvalevy	35 x 35
Hila	Kyllä
Etäisyys	200 cm
Fokus	Iso
kV	90
mAs	100

ASETTELU

- Maaten, horisontaalisätein
- Kasetti thorax-telineessä
- Debbie suorassa, kädet ylhäällä
- Keskitys vartalon keskilinjaan ja rintojen keskelle



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Keuhkot kokonaisuudessaan
- Keuhkojen kärjet ja sopet

ANATOMIA

1. Rintalasta
2. Miekkalisäke
3. Olkaluun pää
4. Keuhkojen sopet

NATIIVIMAHA AP

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Bucky
Kuvalevy	35 x 43
Hila	Kyllä
Etäisyys	115 cm
Fokus	Iso
kV	70
mAs	20

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti bucky-pöydässä
- Debbie suorassa, kädet ylhäällä
- Keskitys vartalon keskilinjaan ja vyötärölle



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Koko maha symmetrisesti
- Palleakaaret
- Häpyliitoksen yläraja

ANATOMIA

1. Sydän
 2. Pallean kaari
 3. Suoliluu
 4. Rintarangan nikama Th12
- ➔ Traumaattisia muutoksia

LANTIO AP

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Bucky
Kuvalevy	35 x 43
Hila	Kyllä
Etäisyys	115 cm
Fokus	Iso
kV	70
mAs	16



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Lantio symmetrisesti
- Lonkkanivelet, suoliluunharjut ja isot sarvennoiset (trochanter major)

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti bucky-pöydässä
- Debbie suorassa, kädet ylhäällä
- Keskitys vartalon keskilinjaan
- Kuvakentän yläreuna suoliluunharjuihin

ANATOMIA

1. Lannerangan nikama L5
2. Ristiluu
3. Häntäluu
4. SI-nivel
5. Suoliluu
6. Istuinluu
7. Lonkkaluun peittynyt aukko
8. Lonkkamalja
9. Reisiluun pää
10. Reisiluun kaula
11. Iso sarvennoinen
12. Pieni sarvennoinen

LONKKA AP

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Bucky
Kuvalevy	24 x 30
Hila	Kyllä
Etäisyys	115 cm
Fokus	Iso
kV	72
mAs	16

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti bucky-pöydässä
- Debbie suorassa, kädet ylhäällä
- Keskitys lonkkaniveleen



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Lonkkanivel
- Iso ja pieni sarvennoinen ja häpyliitos
- Reisiluun kaula lyhentymättömänä

ANATOMIA

1. Häpyliitos
2. Ristiluu
3. SI-nivel
4. Suoliluu
5. Istuinluu
6. Lonkkamalja
7. Reisiluun pää
8. Reisiluun kaula
9. Iso sarvennoinen
10. Pieni sarvennoinen

LONKKA LAUENSTEIN

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Bucky
Kuvalevy	24 x 30
Hila	Kyllä
Etäisyys	115 cm
Fokus	Iso
kV	83
mAs	12

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti bucky-pöydässä
- Debbie suorassa, kädet ylhäällä
- Polvi taivutettuna ja käännettynä ulospäin
- Keskitys lonkkaniveleen



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Lonkkanivel kokonaisuudessaan
- Reisiluun kaulan ja varren suora linja

ANATOMIA

1. Istuinluu
2. Lonkkamalja
3. Reisiluun pää
4. Reisiluun kaula
5. Iso sarvennoinen
6. Pieni sarvennoinen

LONKKA AXIAALI

Horisontaalisätein

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Thorax
Kuvalevy	24 x 30
Hila	Kyllä
Etäisyys	115 cm
Fokus	Iso
kV	100
mAs	25

ASETTELU

- Maaten, horisontaalisätein
- Kasetti thorax-telineessä
- Debbie suorassa, kädet ylhäällä
- Sänky viistottuna
- Ulompi jalka nostettuna jalkatelineeseen
- Keskitys lonkkaniveleen



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Lonkkanivel kokonaisuudessaan
- Reisiluun kaula lyhentymättömänä
- Sarvennoiset reisiluun alapuolella

ANATOMIA

1. Reisiluun pää
2. Reisiluun kaula
3. Iso sarvennoinen
4. Pieni sarvennoinen

REISI AP

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	35 x 43
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Iso
kV	50
mAs	8

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti reiden alla
- Debbien suorassa, kädet ylhäällä
- Keskitys jalan keskilinjaan ja reiden keskelle



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Reisiluu kokonaisuudessaan
- Lonkkanivel ja polvinivel

ANATOMIA

1. Reisiluun pää
2. Iso sarvennoinen
3. Reisiluu
4. Reisiluun ulkosivunasta
5. Reisiluun sisäsivunasta
6. Polvilumpio

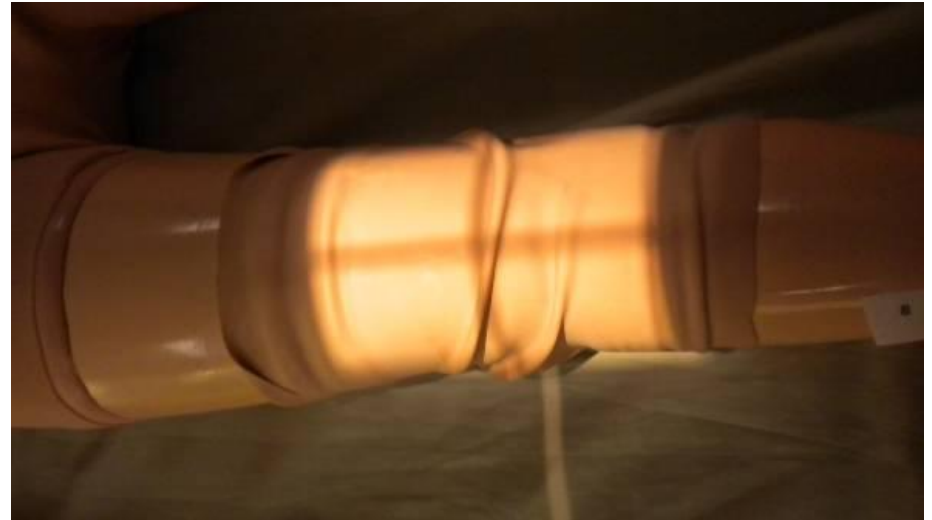
POLVI AP

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	18 x 24
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Iso
kV	45
mAs	10

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti polven alla
- Debbien jalka suorassa
- Keskitys jalan keskilinjaan ja polvinivelen keskelle



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Polvinivel kokonaisuudessaan
- Polvilumpio keskellä
- Reisiluun, sääriluun ja pohjeluun päät

ANATOMIA

1. Reisiluu
2. Polvilumpio
3. Sääriluu
4. Pohjeluu

POLVI SIVU

Horisontaalisätein

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	18 x 24
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Iso
kV	45
mAs	12

ASETTELU

- Maaten, horisontaalisätein
- Kasetti polven sisäsivulla pystysuorassa
- Debbien jalka suorassa ja kohotettuna
- Keskitys jalan keskilinjaan ja polvinivelen keskelle



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Polvinivel kokonaisuudessaan
- Polvilumpio
- Reisiluun, sääriluun ja pohjeluun päät

ANATOMIA

1. Reisiluu
2. Polvilumpio
3. Sääriluu
4. Pohjeluun

SÄÄRI AP

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	35 x 43
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Iso
kV	50
mAs	8



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Sääriluu ja pohjeluu kokonaisuudessaan
- Polvi- ja nilkkanivelet

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti säären alla
- Debbien jalka suorassa
- Keskitys jalan keskilinjaan ja säären keskelle

ANATOMIA

1. Reisiluu
 2. Polvilumpio
 3. Sääriluu
 4. Pohjeluu
 5. Nilkan luut
- ➔ Pohjeluun murtuma

SÄÄRI SIVU

Horisontaalisätein

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	35 x 43
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Iso
kV	50
mAs	8

ASETTELU

- Maaten, horisontaalisätein
- Kasetti säären sisäsivulla pystysuorassa
- Debbien jalka suorassa ja kohotettuna
- Keskitys jalan keskilinjaan ja säären keskelle



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Sääriluu ja pohjeluu kokonaisuudessaan
- Polvi- ja nilkkanivelet

ANATOMIA

1. Reisiluu
 2. Polvilumpio
 3. Sääriluu
 4. Pohjeluu
 5. Nilkan luut
- ➔ Pohjeluun murtuma

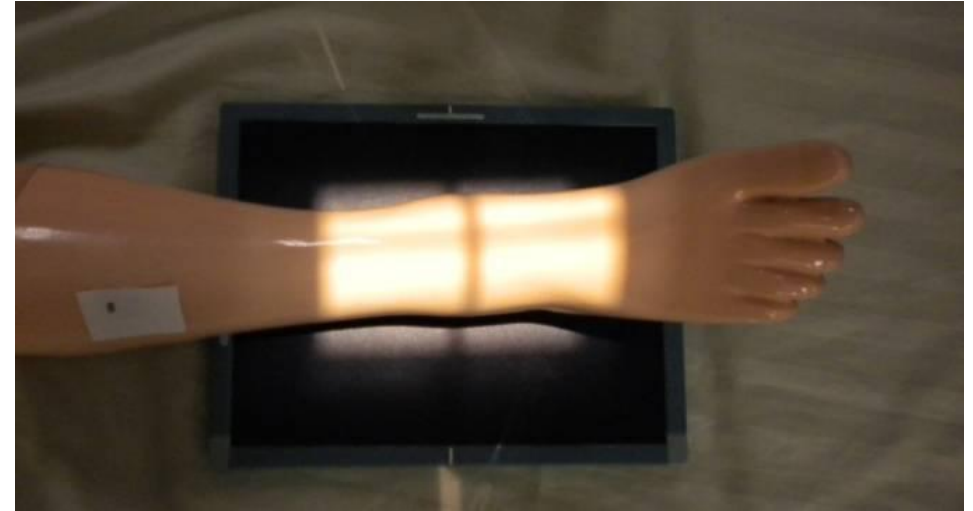
NILKKA AP

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	18 x 24
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Pieni
kV	48
mAs	16

ASETTELU

- Maaten
- Kasetti nilkan alla
- Debbien jalka suorassa
- Keskitys jalan keskilinjaan ja nilkan keskelle



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Nilkkanivel kokonaisuudessaan
- Pohjeluun ja sääriluun päät
- Kehräsluut ja telaluu

ANATOMIA

- | | |
|-----------------|-----------------|
| 1. Sääriluu | 4. Sisäkehränen |
| 2. Pohjeluu | 5. Telaluu |
| 3. Ulkokehränen | 6. Nilkan luut |
- ➔ Pohjeluun murtuma

NILKKA SIVU

Horisontaalisätein

KUVAUSTEKNIikka

Kuvausteline	Pöydän päällä
Kuvalevy	18 x 24
Hila	Ei
Etäisyys	115 cm
Fokus	Pieni
kV	40
mAs	25

ASETTELU

- Maaten, horisontaalisätein
- Kasetti nilkan sisäsivulla pystysuorassa
- Debbien jalka suorassa ja kohotettuna
- Keskitys jalan keskilinjaan ja nilkan keskelle



KUVASSA TULISI NÄKYÄ:

- Nilkkanivel kokonaisuudessaan
- Pohjeluun ja sääriluun päät
- Kantaluu ja telaluu

ANATOMIA

- | | |
|--------------|---------------|
| 1. Sääriluu | 4. Telaluu |
| 2. Pohjeluun | 5. Veneluun |
| 3. Kantaluu | 6. Kuutioluun |
- ➔ Pohjeluun murtuma